

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

SW aplikace pro ověření kognitivních funkcí
SW Applications for Validate the Cognitive Functions

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Eva Malaníková**
Studijní program: **B2649 Elektrotechnika**
Studijní obor: **3901R039 Biomedicínský technik**
Téma: **SW aplikace pro ověření kognitivních funkcí**
SW Applications for Validate the Cognitive Functions
Jazyk vypracování: **čeština**

Zásady pro vypracování:

1. Teoretický úvod do diagnostiky kognitivních funkcí.
2. Rešerše současného stavu prostředků pro ověření kognitivních funkcí.
3. Návrh a realizace SW pro ověření kognitivních funkcí pomocí EEG.
4. Analýza a interpretace měřených dat. Ověření navrženého SW.
5. Závěr a zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] LEZAK, M.D., Diane B. HOWIESON, Erin D. BIGLER and Daniel TRANEL. *Neuropsychological assessment*. 5th edition. New York: Oxford University Press, 2012. ISBN 978-0195395525.
- [2] SCHNEIDER, W. J. a K. McGREW. The Cattell-Horn-Carroll model of intelligence. In D. P. Flanagan & P. L. Harrison (Eds.), *Contemporary intellectual assessment: Theories, tests, and issues* (pp. 99-144). New York, NY, US: Guilford Press.
- [3] STERNBERG, Robert J. a Karin STERNBERG. *Cognitive psychology*. Belmont: Wadsworth Publishing, 2016. ISBN-13: 978-1305644656.
- [4] URBÁNEK, Tomáš, Denisa DENGLEROVÁ a Jan ŠIRŮČEK. *Psychometrika: měření v psychologii*. Praha: Portál, 2011. ISBN 978-80-7367-836-4.
- [5] OREL, Miroslav, Roman PROCHÁZKA a kol. *Vyšetření a výzkum mozku*. Pro psychology, pedagogy a další nelékařské obory. Praha: Grada, 2017. ISBN: 978-80-247-5539-7.
- [6] WALLISCH, Pascal. *MATLAB for neuroscientists: an introduction to scientific computing in MATLAB*. 2nd ed. Amsterdam: Elsevier/Academic Press, c2014. ISBN 978-0-12-383836-0.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

Datum: 30. 4. 2019

Podpis studenta:

Handwritten signature in cursive script, appearing to read "Melan'ková".

Poděkování

Ráda bych poděkovala doc. Ing. Martinu Augustynkovi, Ph.D., Ing. Jitce Mohylové, Ph.D. a PhDr. Petru Niliusovi, Ph.D. za cenné rady, konzultace a podporu při psaní bakalářské práce.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá ověřením kognitivních funkcí s využitím softwarové aplikace a elektroencefalografie. Teoretická část přibližuje samotné kognitivní funkce, jejich důležitost a současné prostředky používané k jejich testování. Dále je zde rozebrán způsob měření elektrické aktivity mozku, zpracování naměřeného signálu pro tvorbu topografických map a propojení elektroencefalografie s kognitivními funkcemi. V praktické části se práce věnuje jak hardwarovým, tak softwarovým prostředkům použitým k měření EEG při kognitivním testování. Je zde popsán formát naměřených dat a jejich zpracování. K algoritmu je vytvořeno grafické uživatelské rozhraní. Vytvořená aplikace byla testována pomocí několika kognitivních testů, v průběhu kterých bylo snímáno EEG.

Klíčová slova

Elektroencefalografie (EEG), kognitivní funkce, topografické mapování

Abstract

This bachelor thesis deals with verification of cognitive functions using software application and electroencephalography. The theoretical part describes cognitive functions themselves, their importance and current means used for their testing. Furthermore, the method of measuring the electrical activity of the brain, the processing of the measured signal for the creation of topographic maps and the connection of electroencephalography with cognitive functions are discussed. In the practical part, the thesis deals with both hardware and software tools used to measure EEG in cognitive testing. It describes the format of the measured data and their processing. A graphical user interface is created for the algorithm. The application was tested by several cognitive tests, during which EEG was scanned.

Key words

Electroencephalography (EEG), cognitive functions, brain mapping (BM)

Obsah

Seznam použitých zkratk	9
Seznam obrázků a tabulek	10
Úvod	12
1 Kognitivní funkce	13
1.1 Pozornost	13
1.2 Anatomická stavba nervové tkáně a mozku	13
1.3 Anatomické centrum pozornosti	14
2 Rešerše dostupných nástrojů pro diagnostiku kognitivních funkcí	16
2.1 Testy používané pro ověření pozornosti	16
2.2 SW aplikace pro ověření a rehabilitaci kognitivních funkcí	16
2.2.1 Provedení aplikace	17
3 Elektroencefalografie	19
3.1 Porovnání s ostatními funkčními metodami	19
3.2 Měření signálu	19
3.2.1 Elektroodový systém 10–20	19
3.2.2 Režimy snímání	20
3.2.3 Artefakty a grafoelementy	20
3.3 Frekvenční rozsah EEG a jednotlivá pásma	21
3.4 Evokované potenciály (ERPs)	22
4 Zpracování a analýza elektroencefalografických signálů	23
4.1 Předzpracování signálu	23
4.2 Topografické mapování mozkové aktivity	23
4.2.1 Amplitudový BM	23
4.2.2 Frekvenční BM	24
4.3 Ověřování kognitivních funkcí s využitím EEG	24
4.3.1 Frekvenční projevy	25
5 Měření EEG	27
5.1 Biozesilovač g.USBamp	27
5.2 Specifikace použitých prvků	27

5.3	Postup měření	28
5.4	Formát naměřených dat	31
6	Návrh a realizace SW	33
6.1	SW aplikace.....	33
6.2	Načtení dat a vykreslení časového průběhu	35
6.3	Topografické mapování	36
6.3.1	Amplitudové mapování	37
6.3.2	Frekvenční mapování	38
7	Ověření navrženého SW	39
7.1	Test Londýnské věže	39
7.2	Test verbální fluence.....	41
7.3	Testování s využitím jiné SW aplikace	42
7.3.1	Vnímání	42
7.3.2	Plánování	44
8	Závěr	46
9	Použitá literatura.....	47
	Seznam příloh	51

Seznam použitých zkratk

BM – brain mapping

CPT – Continuous Performance Test, psychologický test úrovně stálosti výkonu člověka a setrvalé pozornosti

ECoG – elektrokortikografie

EEG – elektroencefalografie

EKG – elektrokardiografie

EMG – elektromyografie

EOG – elektrookulografie

ERPs – event-related potentials, evokované potenciály

fMRI – funkční magnetická rezonance

MEG – magnetoencefalografie

PET – pozitronová emisní tomografie

PSD – Power Spectral Density, spektrální výkonová hustota

STM – Short-term memory, krátkodobá paměť

WM – Working memory, pracovní paměť

Seznam obrázků a tabulek

Obr. 1: Členění koncového mozku [3]	14
Obr. 2: Dorzální a ventrální systém pozornosti a jejich překrývání [7]	15
Obr. 3: 3D ulice Reh@City s pomocnou mapou a směrovou šipkou [10]	17
Obr. 4: Příklad cvičení na vybírání prvku, který nepatří do dané skupiny – výběr slova [11]	18
Obr. 5: Příklad cvičení na vybírání prvku, který nepatří do dané skupiny – výběr 3D předmětu [11] ..	18
Obr. 6: Systém elektrod 10–20, pohled z boku a shora [17]	20
Obr. 7: Jednotlivá pásma EEG [21]	22
Obr. 8: Princip mapování amplitudy [22]	24
Obr. 9: Frekvenční mapování pro frekvenci 3–8 Hz [26]	24
Obr. 10: Biozesilovač g.USBamp [25]	27
Obr. 11: g.GAMMAbox a kabel pro připojení k g.USBampu [25]	27
Obr. 12: Čepice s 19 vyznačenými elektrodami	28
Obr. 13: Příprava hardwaru	28
Obr. 14: Měřicí řetězec	29
Obr. 15: Postup pro přípravu měření v Simulinku	30
Obr. 16: Model v Simulinku pro kalibraci a měření impedance	30
Obr. 17: Měření impedance	31
Obr. 18: Model v Simulinku pro měření	31
Obr. 19: Vykreslení obdélníkového signálu s amplitudou 1 V přivedeného na elektrodu	32
Obr. 20: Vzhled aplikace po spuštění	33
Obr. 21: Chybová hláška při špatném zadání parametrů	34
Obr. 22: Zobrazení nápovědy	34
Obr. 23: Vývojový diagram k chodu aplikace	35
Obr. 24: Rozložení elektrod při uložení dat do matice	36
Obr. 25: Rozmístění elektrod při definování číselným údajem	37
Obr. 26: Obecný postup použitý pro vytvoření topografických map	37
Obr. 27: Test Londýnské věže	39
Obr. 28: Vyznačení prefrontálního (vlevo) a parietálního (vpravo) kortexu [30], [31]	40
Obr. 29: Analýza dat naměřených při testu Londýnské věže; aktivní oblasti: levý a dorzolaterální prefrontální kortex (Fp1, Fz), levý parietální kortex (P3); aktivita odpovídá vykonávanému testu	40

Obr. 30: Analýza dat naměřených při testu verbální fluence; aktivní oblasti: levý i pravý temporální kortex (T3, T4), dorzolaterální prefrontální kortex (Fz), levý parietální kortex (P3), levá i pravá okcipitální oblast (O1, O2); aktivita odpovídá vykonávanému testu	41
Obr. 31: Srovnání amplitudové a frekvenční mapy pro frekvenci 1 Hz.....	42
Obr. 32: Test vnímání [33]	42
Obr. 33: Aktivita při testu vnímání část A; aktivní oblasti: levý, pravý a dorzolaterální prefrontální kortex (Fp1, Fp2, Fz), parietální kortex (P3), částečně i okcipitální oblast (O1); aktivita odpovídá vykonávanému testu.....	43
Obr. 34: Aktivita při testu vnímání část B, aktivní oblasti: levý, pravý a dorzolaterální prefrontální kortex (Fp1, Fp2, Fz), parietální kortex (P3), částečně i okcipitální oblast (O1, O2) a temporální oblast (T3); aktivita odpovídá vykonávanému testu	43
Obr. 35: Test Hanojské věže v SW aplikaci [33].....	44
Obr. 36: Analýza dat v aplikaci naměřených při testu Hanojské věže; aktivní oblasti: výrazná aktivita v prefrontální oblasti (levý, pravý a dorzolaterální prefrontální kortex – Fp1, Fp2, Fz), nižší aktivita v levé parietální oblasti (P3); aktivita odpovídá vykonávanému testu	45
Tab. 1: Aktivované oblasti mozku během kognitivních úkolů při EEG experimentu. Převzato z [24].	26
Tab. 2: Stejně nastavení pro všechny biozesilovače	29
Tab. 3: Matice elektrod	36

Úvod

Kognitivní funkce se řadí k hlavním oblastem lidské psychiky. Pomocí kognitivních funkcí člověk poznává okolí, plánuje, učí se a mnoho dalšího. Jednotlivé kognitivní funkce mají centrum v různých částech mozku. Při poškození mozku, např. vlivem úrazu, může dojít ke vzniku kognitivního deficitu. V takovém případě přichází na řadu diagnostika a následně rehabilitace těchto funkcí.

V současné době je stále nejběžněji používanou metodou ověřování kognitivních funkcí pomocí série testů vykonávaných psychologem. Pomalu se však do popředí dostávají také SW aplikace sloužící tomuto účelu. Tyto aplikace mají mnoho výhod, mezi které se řadí například získávání normativních dat od zdravých lidí, zajímavější forma pro pacienta a snadnější vyhodnocení pro psychologa. Při testování kognitivních funkcí jsou jejich centra aktivní a tuto aktivitu je možné snímat pomocí EEG.

EEG je funkční diagnostická metoda, která se stále častěji využívá v psychologii a psychiatrii. Jedná se o měření potenciálů neuronů z povrchu hlavy pomocí elektrod. Je to neinvazivní metoda, která podává informaci o funkčnosti a aktivitě jednotlivých částí mozku. EEG je z frekvenčního hlediska tvořeno několika rytmy, které jsou přítomny při určitých činnostech člověka. Zpracováním EEG signálu je možné zjistit, zda jsou centra stimulovaných kognitivních funkcí aktivní. K tomuto účelu bude v této bakalářské práci sloužit amplitudové a frekvenční topografické mapování.

Topografické mapování mozkové aktivity neboli brain mapping umožňuje vyhodnocovat EEG záznamy s využitím barevné mapy povrchu hlavy. U amplitudového brain mappingu je možné přehledně sledovat změny amplitudy v čase a prostoru. Frekvenční brain mapping umožňuje sledování mozkové aktivity nejen v závislosti na čase, ale také v závislosti na frekvenci. Díky těmto skutečnostem je možné využívat EEG pro ověřování funkčnosti kognitivních funkcí.

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo teoretické seznámení se s kognitivními funkcemi, způsobem jejich ověřování, elektroencefalografií, jejich vzájemným provázáním a vytvoření aplikace, která tohle provázání převádí do reálného použití.

1 Kognitivní funkce

Kognitivní neboli poznávací funkce jsou psychické procesy, které se odehrávají v nervové soustavě a slouží k poznávání okolního světa. Umožňují nám rozpoznávat, pamatovat si, učit se, plánovat naše jednání a přizpůsobovat se neustále měnícím se podmínkám. Mezi základní kognitivní funkce řadíme pozornost, paměť, zrakově-prostorové schopnosti, jazyk a myšlení. Do kognitivních funkcí zahrnujeme také vyšší kognitivní funkce neboli exekutivní funkce. K těmto funkcím řadíme náhled a úsudek, schopnost řešit problémy, plánovat, organizovat. [1], [2]

Centra jednotlivých kognitivních funkcí jsou umístěna v různých částech mozku. Kognitivní funkce lze z hlediska lokalizace rozdělit na lokalizované a distribuované. Mezi lokalizované patří např. řeč, počítání, prostorové vztahy, vizuálně-percepční schopnosti a konstrukční dovednosti. Mezi distribuované patří zejména pozornost, paměť a složité funkce jako intelekt či sociální chování. Činnost, důležitost i lokalizování kognitivních funkcí je dále přiblíženo na příkladu pozornosti. [4]

Při poranění mozku tedy může dojít k poškození všech nebo jen některých z kognitivních funkcí, při vyhraněné lokalizaci dochází k vážnějším důsledkům při poškození. Pro člověka, u něhož došlo k poškození kognitivních funkcí dochází ke ztížení každodenního života. Mezi nejčastější příčiny poškození kognitivních funkcí patří úrazy, infekční onemocnění, cévní mozková příhoda, užívání návykových látek a další. [2]

1.1 Pozornost

„Pozornost je funkcí vědomí a zajišťuje jeho zaměření určitým směrem.“ [1] Je to udržení myšlenky v jasné a zřetelné formě, přestože na člověka působí jiné podněty. K základním vlastnostem pozornosti řadíme selektivitu neboli výběrovost, koncentraci, distribuci neboli rozdělení pozornosti a vigilitu. Během dne je člověk vystavován mnoha podnětům, přičemž není možné vnímat tyto podněty najednou. Mozek a smyslové orgány třídí vstupní informace, podněty, a vybírají pouze ty, na které člověk bude reagovat. Tuto schopnost nazýváme selektivitou. Podněty jsou vybírány vícero způsoby. Pro pozornost jsou například přirozeně atraktivní objekty, které člověka zaujmou např. blikající objekty. Dalším způsobem je výběr podnětu na základě zkušenosti např. zaměření pozornosti na houkající sirénu. Po vybrání podnětu nastupuje koncentrace, která umožňuje soustředění po určitou dobu na daný podnět. Jestliže je potřeba, aby se člověk věnoval více podnětům naráz, dochází k distribuci pozornosti mezi tyto podněty. Schopnost přenesení pozornosti z jednoho předmětu na druhý označujeme jako vigilitu. [1], [2], [4], [5]

Pozornost se skládá ze tří samostatných procesů, které jsou v mozku anatomicky odděleny. Úkolem těchto procesů je udržení člověka ve stavu pohotovosti, soustředění se na příslušný zdroj informací a rozhodnutí o tom, zda budeme dané informaci i nadále věnovat pozornost, nebo zda se zaměříme na jinou informaci. Poslední ze zmíněných procesů se někdy označuje jako výkonný. [4]

1.2 Anatomická stavba nervové tkáně a mozku

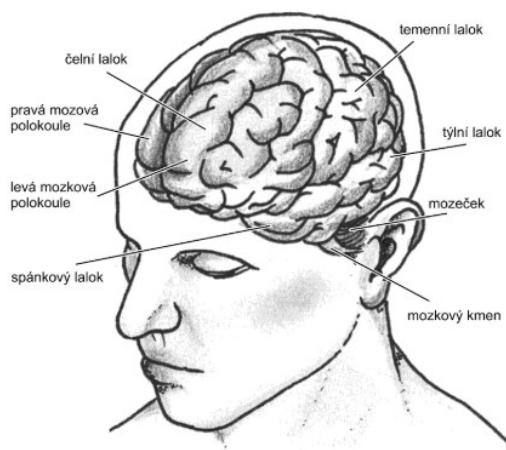
Nervová tkáň je tvořena dvěma základními typy buněk – nervové buňky (neurony) a podpůrné buňky (glie). Neurony jsou vysoce specializované buňky, které slouží k vedení a zpracování vzruchů. Gliové buňky chrání, vyživují neurony a mají fagocytární funkci. Neuron se skládá z těla a z výběžků (dendrity a axon). Dendrity přivádějí vzruch do buňky (aferentní vedení) a dlouhý axon vede vzruch z buňky do cílové struktury (eferentní vedení). Spojení neuronů je zprostředkováno synapsí, kde je

vzruch přenášen pomocí chemických látek – neurotransmiterů noradrenalin a acetylcholin. Axony jednotlivých neuronů tvoří nervové dráhy. Neurony tvoří šedou a bílou hmotu – šedá hmota je tvořena těly neuronů, bílá hmota axony. [6], [7]

Lidský mozek je považován za nejvýše organizovanou živou hmotu. Jeho nejjednodušší členění z makroskopického hlediska vypadá takto:

1. mozkový kmen – truncus encephali
 - prodloužená mícha – medulla oblongata
 - Varolův most – pons Varoli
 - střední mozek – mesencephalon
2. mozeček – cerebellum
3. mezimozek – dicephalon
4. koncový mozek – telencephalon

Koncový mozek stojí nejvýše v organizační hierarchii mozku a shora překrývá jeho ostatní části. Je tvořen pravou a levou hemisférou, které jsou spojeny mohutným svazkem vláken tzv. kalózním tělesem. Pravá a levá hemisféra je pokryta mozkovou kůrou. Na povrchu kůry se nachází šedá hmota, která je rozčleněna hlubokými brázdami na jednotlivé laloky: čelní (frontální), temenní (parietální), týlní (okcipitální), spánkový (temporální). Povrch kůry je zvrásněn pomocí brázd do závitů. [6], [7]



Obr. 1: Členění koncového mozku [4]

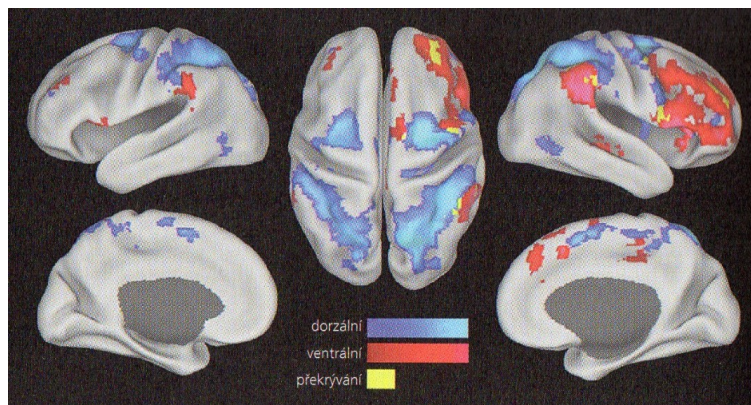
1.3 Anatomické centrum pozornosti

Jak bylo zmíněno výše, anatomické centrum pozornosti se nenachází pouze na jednom místě, ale rovnou na třech. Při různých procesech souvisejících s pozorností jsou tedy vždy aktivní jednotlivé korové oblasti. Nárůst aktivity parietální a frontální oblasti pravé mozkové hemisféry je pozorován u člověka, jenž dostane úkol, který vyžaduje jeho pozornost. K nárůstu aktivity těchto oblastí dochází v souvislosti s činností neurotransmiteru noradrenalinu. [3]

Selektivní pozornost je zprostředkována dvěma systémy. První z nich zachycuje percepční rysy objektu – jeho umístění v prostoru, tvar, barvu, velikost – je zodpovědný za nasměrování pozornosti k podnětu. Při tomto procesu jsou aktivní parietální a temporální oblast mozkové kůry a některé podkorové struktury. Některé výzkumy také naznačují, že při nasměrování pozornosti je aktivní také

frontální oblast. Řízení toho, kdy budou rysy využity pro selekci mají na starost frontální korová oblast a jedna podkorová struktura. [3]

V systému pozornosti lze také rozlišit dva systémy: dorzální a ventrální složku. Dorzální složka zodpovídá za zaměření pozornosti řízené shora dolů a je oboustranná. Ventrální složka systému pozornosti je pravostranná a podílí se na přesunu pozornosti od jednoho smyslového podnětu k jinému. Oba systémy spolu spolupracují. [8]



Obr. 2: Dorzální a ventrální systém pozornosti a jejich překrývání [8]

2 Rešerše dostupných nástrojů pro diagnostiku kognitivních funkcí

V této kapitole jsou popsány nástroje používané k ověření kognitivních funkcí. Jsou zde zmíněny jak klasické metody, tak i nové metody v podobě softwarových aplikací. Cílem této kapitoly je objasnění současného stavu prostředků pro ověření kognitivních funkcí.

Ověření kognitivních funkcí se nejčastěji provádí pomocí série testů, které provádí a následně vyhodnocuje psycholog. V první podkapitole jsou popsány tyto testy používané pro ověření pozornosti. Vyhodnocení toho, zda je u člověka patrný kognitivní deficit, může být uskutečněno více metodami. Mezi nejčastější metody se řadí měření deficitu porovnáním s výkonem zdravých osob, kdy se kognitivní deficit stanovuje na základě rozdílu mezi experimentální a kontrolní skupinou a kvalitativní určení kognitivních deficitů, která může více vypovídat o působení pacienta v běžných podmínkách. Tyto metody hodnocení se používají také v SW aplikacích, které jsou popsány v druhé podkapitole. [9]

2.1 Testy používané pro ověření pozornosti

Pro jednotlivé složky pozornosti se využívají různé testové úlohy. Opakování čísel a počty se využívají pro testování zakódování, tedy schopnosti v paměti krátce udržet informace a provádět s nimi operace. Pro zaměření pozornosti se využívají například tyto testy: Digit Symbol Substitution, Symboly, Test škrtnání hlásek, Stroopův test, Trail making test, část A a B. Winsconsinský test třídění karet se využívá pro ověření schopnosti přesunout pozornost z jednoho podnětu na druhý. Vizualní a auditivní CPT (Continuous Performance Test) se využívá pro ověření udržení zaměření pozornosti po určitý časový úsek a stabilizace pozornosti. [9]

Zmíněné testy můžeme rozdělit do tří úrovní [9]:

- operační – hlavním parametrem je rychlost, vedlejším je správnost
- taktické – posouzení rovnováhy mezi rychlostí a kontrolou
- strategické – primárním parametrem je správnost, sekundárním rychlost

2.2 SW aplikace pro ověření a rehabilitaci kognitivních funkcí

Testování pomocí testů prováděných psychologem nemusí být dostačující, protože tyto testy nepodávají informaci o funkčnosti kognitivních funkcí v běžném životě při každodenních úkonech, ale pouze o jejich schopnosti vykonat konkrétní cvičení obsažené v testu. Pro psychology mohou být tyto testy časově náročné a pro pacienty naopak nezajímavé, proto se v současné době začíná využívat virtuální reality pro ověření kognitivních funkcí za pomoci simulace každodenních situací. [10], [11]

Virtuální realita poskytuje kontrolovatelné a neohrožující prostředí pro ověření kognitivních funkcí. Ověření i rehabilitace je prováděna prostřednictvím tzv. seriózních her. Tyto hry mohou být naprogramovány tak, aby zaznamenávaly všechny důležité aspekty pro diagnostiku kognitivních funkcí jako je trajektorie, časový interval vykonání úkolu, chyby a nerozhodnosti pacienta a další. Na rozdíl od papírových testů zde nedochází k ovlivnění výsledků dosaženým vzděláním. [10], [11]

Pro vytvoření spolehlivého systému hodnocení kognitivních funkcí je nutné stanovit standardní hodnoty z populace bez kognitivního deficitu. Seriózní hry umožňují získání těchto normativních dat. [10]

2.2.1 Provedení aplikace

Prostředí aplikace má nejčastěji podobu města, které se skládá z ulic a budov, které jsou různě uspořádány. Účastníci se v tomto virtuálním městě volně pohybují a plní zadané úkoly. Úkoly jsou zasazeny do prostředí, ve kterém se člověk vyskytuje téměř každý den jako např. kuchyně, šatník či obchod. U počítačové rehabilitace může být výsledek ovlivněn předchozí zkušeností s počítačem, proto je nutné provést důkladné školení pacienta. Při práci se staršími pacienty, kteří mají nízkou počítačovou gramotnost je návrh města tomu uzpůsoben tak, že jsou tam pouze čtvercové a obdélníkové budovy a pravidelné křižovatky. Takové uspořádání pomáhá v zapamatování si počtu zabočení při cestě k cílovému místu a umožňuje přesnější stanovení obtížnosti úkolu. [11]



Obr. 3: 3D ulice Reh@City s pomocnou mapou a směrovou šipkou [11]

Při rehabilitaci pomocí softwaru Reh@City pacienti provádějí každodenní činnosti na čtyřech často navštěvovaných místech, kterými jsou pošta, supermarket, banka a lékárna. Po zadání úkolu se optimální cesta k cíli vyznačí zeleně. Vodící šipku i mapu je možné odstranit a tím zvýšit nároky na pacienta. Pomocí tlačítka nápovědy je možné opětovně zobrazit zadaný úkol. Hodnocení se provádí pomocí bodování, kdy pacient dostane body vždy za splnění úkolu i jeho dílčí části, naopak jsou body odečítány za jakoukoliv chybu a také za zobrazení nápovědy. Obtížnost tréninku zde také určuje počet úkolů, počet distraktorů a prostorové uspořádání sítě. [11]

V softwaru Reh@City se kombinuje trojrozměrné prostředí města s dvourozměrnými prvky jako jsou bankomaty nebo police v obchodě. Dvojrzměrné prvky jsou použity pro usnadnění výběru cílů a také pro vyvarování se motorickým obtížím. Tato SW aplikace je využívána pro ověření a rehabilitace kognitivních funkcí u pacientů po cévní mozkové příhodě, kdy většina z nich trpí motorickou poruchou, proto je navigace ve virtuálním prostředí realizována joystickem s jedním tlačítkem pro výběr a jedním tlačítkem pro nápovědu. [11]

Při klasickém způsobu testování je rozsah stimulů (obrázků a textů), které jsou k dispozici omezen obvykle nízkým počtem tištěných pracovních listů. Psycholog tak musí být opatrný, aby nedošlo k opakování stejných podnětů v krátkém čase. Ve virtuální realitě je možné realizovat velké množství úkolů, které by jinak byly prováděny klasickým způsobem. Mezi taková cvičení patří například vybírání prvků z matice, výběr slova, které nepatří do dané skupiny nebo například poskládání obrázků chronologicky. Zmíněná cvičení mohou být realizována slovně, dvojrzměrným nebo trojrozměrným vyobrazením daných předmětů. Volba mezi zmíněnými možnostmi je individuální volbou pacienta. Lidé s malou znalostí moderních technologií mohou preferovat slovní nebo 2D počítačovou terapii

a ke 3D mohou přejít poté, co se dostatečně seznámí s terapií prostřednictvím počítače. Zatímco mladí lidé zvyklí na počítačové hry budou pravděpodobně preferovat 3D cvičení od začátku. [12]

Přenesení papírových testů do virtuální reality poskytuje terapeutům velkou pomoc v tom, že software analyzuje parametry během relace a je schopen automaticky vyhodnotit pacienta a přizpůsobit tak obtížnost cvičení odpovídajícím způsobem. Přizpůsobení obtížnosti také zamezuje tomu, aby pacient rehabilitaci či testování vnímal jako nudné, při pro něj nízké obtížnosti, či naopak stresující, při vysoké obtížnosti. [12]



Obr. 4: Příklad cvičení na vybírání prvku, který nepatří do dané skupiny – výběr slova [12]



Obr. 5: Příklad cvičení na vybírání prvku, který nepatří do dané skupiny – výběr 3D předmětu [12]

Zmíněné SW aplikace se obvykle zaměřují na jednu či více vybraných kognitivních funkcí. Ověření kognitivních funkcí s využitím elektroencefalografie a tvorby topografických map je univerzálním nástrojem, který může být použit pro jakoukoliv kognitivní funkci. Výhodou tohoto postupu je možnost jeho využití jak při klasických testech prováděných psychologem, tak při testování se SW aplikací. Může tedy sloužit i k ověřování funkčnosti výše zmíněných kognitivních her.

3 Elektroencefalografie

Elektroencefalografie (EEG) je diagnostická metoda, která slouží ke snímání a záznamu spontánní elektrické aktivity mozku. EEG umožňuje neinvazivní snímání sumární aktivity velkého množství neuronů pomocí elektrod umístěných na povrchu hlavy. Zaznamenáváme tedy aktivitu hlavně z povrchových mozkových struktur, kdy elektrická aktivita mozkové kůry je dána především součtem postsynaptických a akčních potenciálů korových neuronů. Zaznamenávaná mozková aktivita odráží funkční stav jednotlivých oblastí mozku. EEG je možné měřit také invazivně s využitím elektrod umístěných na povrchu mozku, tuto metodu nazýváme elektrokortikografie (ECoG) a využívá se nejčastěji při operacích mozku. [4], [15]

EEG je snímáno pomocí elektroencefalografu a pořízený záznam nazýváme elektroencefalogram. Měření elektrické aktivity mozku se využívá především k zjištění účinku farmak, k diagnostice epileptických stavů, poruch spánku, migrén, ale také v psychologii a psychiatrii. [4], [15]

3.1 Porovnání s ostatními funkčními metodami

Mezi funkční metody zobrazení mozku řadíme kromě EEG také fMRI, PET a MEG. Každá z těchto metod má rozdílné vlastnosti, které určují její preferované použití. EEG poskytuje oproti zmíněným metodám vynikající časové rozlišení v řádech milisekund. Ceněným parametrem EEG je také vysoký stupeň amplitudového, resp. napětového, rozlišení. Poslední nespornou výhodou EEG je oproti fMRI, PET, MEG poměrně nízká pořizovací cena a snadné ovládání přístroje. Mezi negativa EEG řadíme horší prostorové rozlišení v porovnání se zmíněnými metodami. EEG signál poskytuje hrubé prostorové rozlišení v řádech cm, oproti fMRI, kde je dosaženo prostorového rozlišení v řádech mm. [14], [15]

3.2 Měření signálu

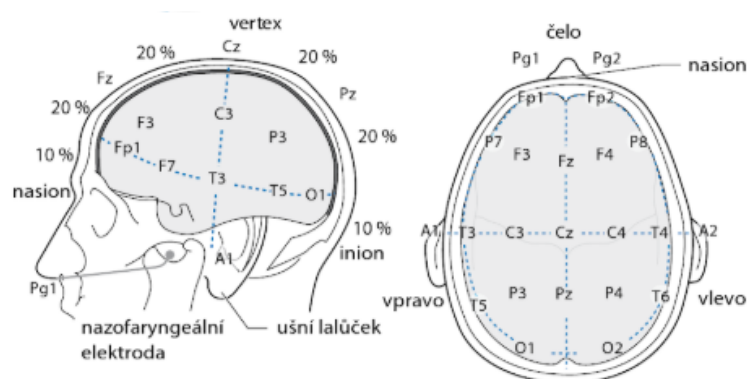
Přístroj určený ke snímání EEG se nazývá elektroencefalograf. Ke snímání povrchového EEG se využívají nepolarizovatelné Ag/AgCl makroelektrody rozmístěné na povrchu hlavy podle systému 10–20. Počet elektrod se může lišit, využívá se 19, 64, 128 nebo i více elektrod. Pro správné umístění jednotlivých elektrod se využívají látkové čepice, ve kterých jsou tyto elektrody umístěny. Pro snížení přechodového odporu a dosažení kvalitnějšího vodivého spojení těla s elektrodou se používají vodivé gely, které se aplikují stříkačkou dovnitř elektrod. Přechodový odpor mezi elektrodou a kůží by neměl přesáhnout 5 k Ω . Aktivita naměřená na každé elektrodě je vykreslena v jednotkách mikrovoltů za čas. [15]

3.2.1 Elektrodotový systém 10–20

Pro měření se používá celkem 21 elektrod, z nichž 19 jich je měřicích a 2 jsou referenční. Referenční elektrody jsou obvykle umístěny na ušních lalůčkách, měřicí elektrody na povrchu hlavy. Rozmístění měřicích elektrod není náhodné, využívá se zde mezinárodní systém nazvaný 10–20. Díky této standardizaci mohou být signály naměřeny kvalitně a mohou být mezi sebou porovnávány. [15], [16]

Elektrody v systému 10–20 jsou rozmístěny proporcionálně mezi čtyřmi body: nasion, inion, dvěma body těsně před ušními boltci. Tyto body jsou proloženy elipsou, která vymezuje prostor pro umístění elektrod. Elektrody jsou v tomto prostoru umístěny ve vzdálenosti 10 nebo 20 % a to jak v rovině sagitální (nasion–inion), tak v rovině frontální (mezi oběma zvukovody). Elektrody jsou podle

lokalizace označeny písmenem: Fp – frontopolární, F – frontální, C – centrální, P – parietální, T – temporální, O – okcipitální, A1, A2 – ušní svody a číslem, kdy sudé číslo označuje pravou hemisféru a liché číslo levou. [16]



Obr. 6: Systém elektrod 10–20, pohled z boku a shora [18]

3.2.2 Režimy snímání

Zapojení elektrod do biozesilovače může být realizováno třemi způsoby [11], [15]:

1. unipolárně: výstupní signál je dán rozdílem napětí mezi snímací a referenční elektrodou, referenční svorky:
 - CR (common reference) – svorky A1 a A2
 - AVR (averaged reference) – průměr napětí zvolené skupiny elektrod
2. bipolárně: výstupní signál je dán rozdílem potenciálů ze dvou snímacích elektrod
3. se společnou elektrodou neboli zprůměrněný režim: výstupní signál je dán rozdílem mezi signálem ze snímací elektrody a zprůměrněným signálem ze všech elektrod

3.2.3 Artefakty a grafoelementy

V EEG záznamu můžeme zaregistrovat obraz, který není záznamem elektrické aktivity mozku, takový obraz nazýváme artefaktem. Z širšího hlediska je artefaktem jakékoliv zkreslení EEG vzorců z extracerebrálních příčin. Ke správné identifikaci artefaktů slouží zejména tvar, distribuce, identifikace zdroje a sledování vývoje. Artefakty mohou mít původ biologický nebo technický. Pro eliminaci artefaktů je důležité zvolit vhodný způsob snímání, dobře upevnit elektrody a dosáhnout co nejnižšího přechodového odporu. Jestliže nedojde k rozeznání artefaktu, může dojít ke znehodnocení EEG záznamu. [15], [19]

Artefakty biologické, tedy z pacienta, nás mohou informovat o některých klinicky důležitých skutečnostech, ředíme mezi ně artefakty: oční, svalové, pohybové, ze srdeční činnosti, tepové, z pocení, z pohybů jazyka a ostatních orofaryngeálních struktur, dentální, složené. K technickým artefaktům řadíme elektrostatické potenciály, rušení síťovým brumem a stejnosměrnou složkou a přístrojové artefakty. [15], [19]

Grafoelementy jsou charakteristické a opakující se vlny v záznamu EEG. Tyto signálové elementy jsou jasně rozeznatelné v záznamu EEG a obvykle indikují poškození mozkové činnosti. [21]

3.3 Frekvenční rozsah EEG a jednotlivá pásma

Frekvenční pásmo EEG se pohybuje v rozsahu 0,5–70 Hz, v diagnostice se obvykle využívá pásmo 0,5–30 Hz. Pro signál EEG jsou definovány 4 základní frekvenční pásma: alfa (8–12 Hz), beta (12–30 Hz), delta (0,5–4 Hz) a théta (4–8 Hz). [15]

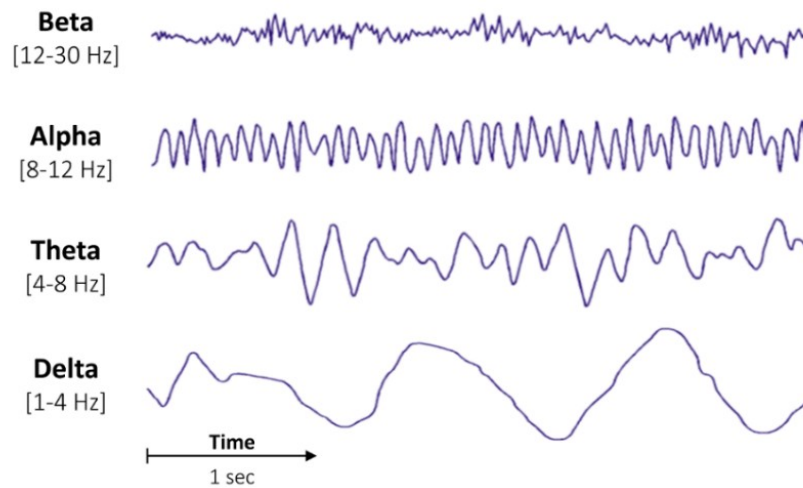
Alfa rytmus má frekvenci 8–12 Hz. Amplituda aktivity alfa je různá, za střední je považováno 20–80 μ V. Měla by být symetrická nad oběma hemisférami nebo může být o třetinu větší na pravé straně. Je to rytmická oscilace, má sinusoidní tvar a některé vlny mohou mít ostré kontury. Vyskytuje se převážně v týlní a temenní části mozku. Výskyt alfa aktivity je typický pro relaxaci při zavřených očích. K úbytku této aktivity naopak dochází při hyperventilaci, zvýšené pozornosti, ospalosti a mentální činnosti. „*V posledních letech se v oblasti výzkumu často rozděluje alfa aktivita na dvě další subpásma: alfa-1, odpovídající rozmezí 8–10 Hz, a alfa-2, která koreluje s frekvencí 10–12 Hz. Předpokládá se jejich rozdílná účast v řadě procesů zahrnujících pozornost a nejrůznější kognitivní a paměťové děje.*“ [16] [4], [15], [16]

Frekvence beta aktivity se pohybuje v rozmezí 12–30 Hz. Beta aktivita je nepravidelná mozková činnost s amplitudou nepřesahující 20 μ V. Projevuje se při mentální a fyzické činnosti při otevřených očích, a to především nad frontálními a frontocentrálními oblastmi. Beta aktivita je více zastoupena u žen než u mužů a s přibývajícím věkem dochází k jejímu zvyšování. „*Nárůst beta aktivity je spojován se zvýšením afektivní odezvy jedince, zvýšením exekutivních a kognitivních funkcí a pozornosti.*“ [16] [4], [15], [16]

Delta rytmus má frekvenci 0,5–4 Hz a amplitudu do 100 μ V. Tyto vlny se fyziologicky vyskytují do 3 let věku a v hlubokém synchronním spánku. Nelze určit oblasti převahy a maxima výskytu, protože jsou variabilní. „*Předpokládá se, že delta aktivita hraje specifickou roli v kódování a uvolňování informací a tím je spojená s celkovou inteligencí jedince.*“ [16] [4], [15], [16]

Théta rytmus s frekvencí 4–8 Hz má průměrnou amplitudu 30 μ V, která se může zvětšovat při usínání. Projevuje se při bdění, vzrušení a stresu, většinou nereaguje na otevření očí. Jeho projevy jsou patrné především nad temporálními oblastmi mozku. „*Théta frekvence je velmi často spojována s paměťovými procesy, jako je kódování informace a jejich opětovné vybavení, a exekutivní pozorností.*“ [16] [4], [15], [16]

Dalším frekvenčním pásmem je pásmo gama s frekvencí vyšší než 30 Hz. Tomuto frekvenčnímu pásmu je připisována souvislost s vědomou pozorností a napomáháním při vybavování si. [17]



Obr. 7: Jednotlivá pásma EEG [22]

3.4 Evokované potenciály (ERPs)

Elektrická aktivita mozku může být měřena při konání určité činnosti. Mozek reaguje na senzorické podněty, měření jeho aktivity nazýváme evokovanými potenciály. Evokované potenciály můžeme rozdělit na vizuální, sluchové kmenové, somatosenzorické, motorické, kognitivní. [4]

4 Zpracování a analýza elektroencefalografických signálů

V současné době se zpracování a analýza EEG signálu provádí pomocí počítače. Zpracováním a analýzou naměřených signálů můžeme ze signálu odstranit artefakty, posuzovat signál z časového i frekvenčního hlediska, můžeme stanovit statistické parametry signálu a další. Všechny zmíněné metody napomáhají kvalitnější diagnostice. Dále je pozornost věnována metodám použitým k analýze EEG ve vytvořené aplikaci a způsobům používaným pro ověření kognitivních funkcí s využitím EEG obecně.

4.1 Předzpracování signálu

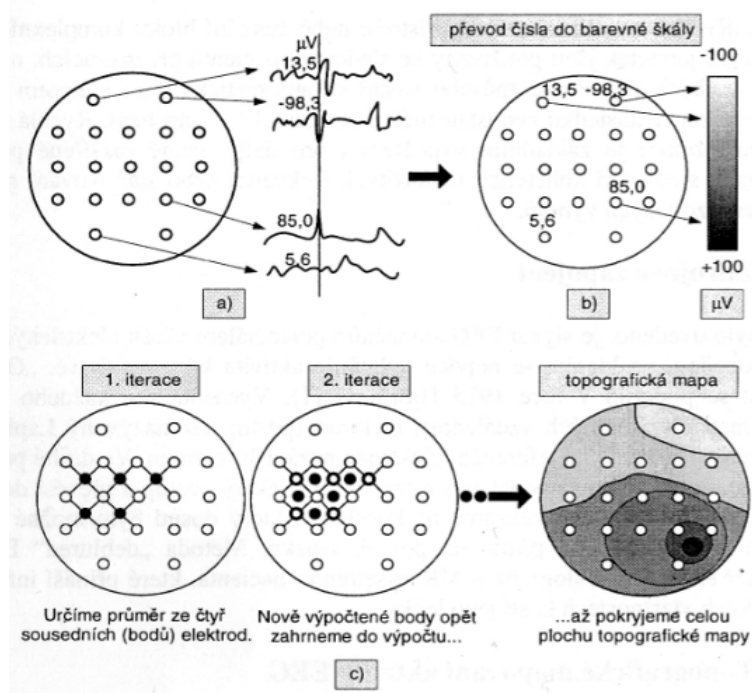
Jak bylo zmíněno výše, při měření signálu se v něm objevují artefakty, které je nutné odstranit. Pro odstranění artefaktů se využívá různých typů frekvenčních filtrů. Pro odstranění síťového rušení neboli síťového brumu se využívá filtr typu pásmová zádrž s mezní frekvencí 50 Hz. Filtr typu horní propust se používá pro omezení nízkofrekvenčních biosignálů, mezní frekvence obvykle leží v intervalu 0,1–0,7 Hz. Dále se v signálu vyskytují biologické artefakty, konkrétně EKG a EOG artefakty. Pro jejich odstranění se nejčastěji používá současného snímání EKG a EOG spolu s EEG. [15], [20], [21]

4.2 Topografické mapování mozkové aktivity

Topografické mapování elektrické aktivity mozku neboli brain mapping (BM) slouží ke sledování plošného projevu mozkové aktivity. Nejčastější zobrazení je v podobě 2D barevných map povrchu hlavy. Jednotlivé barevné mapy mohou být vykreslovány v reálném čase nebo jako sled několika map reprezentujících změny mozkové aktivity v čase. Ke tvorbě barevných map se využívá barevné kódování číselných hodnot, které umožňuje přehledné plošné vyobrazení sledované vlastnosti. Dále se pro tvorbu map využívá interpolace, tedy dopočtení hodnot mezi jednotlivými elektrodami. Postupnou interpolací se získávají hodnoty i z míst, kde signál nebyl naměřen. Metodou BM můžeme zobrazovat amplitudu, frekvenci, koherenci, fázi a další. [13], [21]

4.2.1 Amplitudový BM

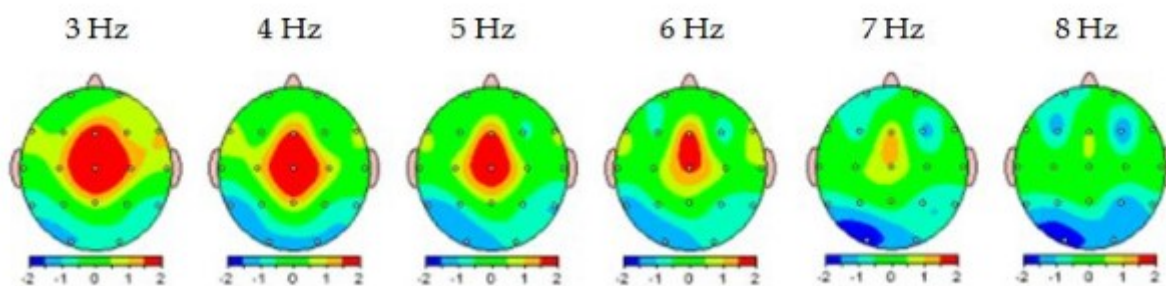
Při amplitudovém topografickém mapování dochází k plošnému zobrazení amplitudy na hlavě pacienta. Naměřeným hodnotám amplitudy v určitém časovém okamžiku se přiřadí odpovídající barva ze zvoleného barevného intervalu. Dále se provádí interpolace, díky které dojde k dopočtení amplitudy na místech, kde nebylo provedeno měření signálu – mezi elektrodami. Interpolace se provádí v několika krocích až je dosaženo dostatečného rozlišení mapy. [13], [21]



Obr. 8: Princip mapování amplitudy [23]

4.2.2 Frekvenční BM

Při frekvenčním mapování se pracuje s hodnotami v určitém časovém intervalu, který je stejný pro všechny kanály. Pro tento časový interval se vypočítá výkonové nebo amplitudové spektrum, zvolí se frekvence, pro kterou se vykreslují topografické mapy a odečte se amplituda/výkon ze spektra. Jednotlivým amplitudám se opět přiřadí barva z odpovídající barevné škály. Dále se stejně jako u amplitudového BM provádí interpolace, dokud rozlišení mapy není dostačující. Frekvenční mapování umožňuje zobrazení map jak pro jednotlivé frekvence, tak pro frekvenční pásma EEG. [13]



Obr. 9: Frekvenční mapování pro frekvenci 3–8 Hz [27]

4.3 Ověřování kognitivních funkcí s využitím EEG

Elektroencefalografie nachází čím dál častěji využití také v psychologii, výjimkou není ani kognitivní psychologie. Ověřování kognitivních funkcí s využitím EEG je založeno na měření EEG v průběhu konání psychologických testů, následného zpracování naměřeného signálu a tvorbě topografických map. U těchto testů je buď přímo dané, která oblast mozku je při jejich vykonávání

aktivní (fMRI a EEG studie), nebo je známo, které kognitivní funkce jsou při nich zapojeny, čímž je možné určit, které části mozku by měly být aktivní.

Pro sledování aktivních částí mozku je možné použít jak amplitudové, tak frekvenční mapování. U obou metod je možné sledovat vývoj aktivity mozku v závislosti na čase. U frekvenčního mapování je k tomu přidáno sledování aktivity napříč frekvencemi a možnost sledovat změny v jednotlivých frekvenčních pásmech. Příklady frekvenčních projevů v jednotlivých pásmech jsou popsány v následující podkapitole.

4.3.1 Frekvenční projevy

Jednotlivá frekvenční pásma EEG jsou považována za důležité parametry reprezentující aktivitu neuronů a mechanismy zpracování základních kognitivních výkonů u lidí. Beta aktivita naměřená nad okcipitální oblastí souvisí se zrakovou pozorností jak u starších, tak u mladých skupin. Zvýšení beta aktivity je předcházeno správnou odpovědí a nedostatek beta aktivity znamená nesprávnou odpověď. Starší skupinu je možné rozdělit na dvě podskupiny, a to vysoce výkonné jedince, u kterých není pozorována žádná změna ve zvyšování beta aktivity během úkolů oproti mladým jedincům a málo výkonné jedince, u kterých dochází k poklesu beta aktivity během nejtěžších pozornostních úkolů. Předpokládá se, že snížení beta aktivity zaznamenané u starších subjektů s nízkou výkonností odráží potíže s aktivací a deficity při udržování pozornosti. Rozdíly v beta aktivitě můžeme pozorovat také u jedinců s rozdílnou prostorovou představivostí, kdy subjekty, které mají dobrou prostorovou představivost mají významně více beta aktivity oproti subjektům s méně dobrou prostorovou představivostí. Při testování udržované pozornosti je také možné pozorovat zvýšenou aktivitu beta a gama aktivity. [24]

Při zaměření na jinou kognitivní funkci, konkrétně na paměť, dochází ke změnám především v theta a alfa aktivitě. Aktivita se liší v závislosti na paměťovém procesu, oblasti mozku i vykonávaném testu, kdy STM je test krátkodobé paměti a WM pracovní paměti. Tyto změny jsou přehledně zpracovány v Tab. 1. [25]

Tab. 1: Aktivované oblasti mozku během kognitivních úkolů při EEG experimentu. Převzato z [25]

Paměťový proces	Změny v EEG	Oblast mozku	Typ testu
Uchování	Zvýšení théta aktivity, snížení alfa aktivity	Frontální a okcipito-parietální oblast. Nad levou hemisférou: parietální, centrální a temporální oblast	STM
	Zvýšení théta a alfa aktivity	Středo-frontální (Cz, Fz), parieto-okcipitální kůra	WM
Vybavení	Zvýšení théta aktivity a modulování se zvyšující se obtížností úkolu	Frontální oblast	WM
	Zvýšení théta (4–7 Hz) aktivity	Levá okcipitální oblast	WM
Kódování	Zvýšení théta (5–10 Hz) aktivity, snížení beta aktivity	Frontální oblast, parietálně-okcipitální oblast (O1, O2, Pz, POz)	STM
	Zvýšení théta aktivity, vyšší alfa aktivita	Pravá frontální oblast	WM

5 Měření EEG

V této kapitole je popsáno měření EEG pro získání dat určených ke zpracování ve vytvořené aplikaci. Je zde popsán použitý hardware, použitý software i postup měření.

5.1 Biozesilovač g.USBamp

K měření EEG byl použit biozesilovač g.USBamp od firmy g.tec. Toto zařízení je určeno k měření, zaznamenávání a analýze EEG, EMG, EOG a EKG. Biozesilovač g.USBamp má 16 24bitových kanálů rozdělených do 4 potencionálně oddělených skupin. Tyto 4 skupiny mohou být propojeny pro záznam např. 16 kanálů EEG se stejnými uzemněním a referenčními potenciály. Jednotlivé biozesilovače je možné vzájemně propojit pro měření s více než 16 elektrodami. 16 A/D převodníků vykonává souběžné vzorkování. Vzorkovací frekvence může být nastavena mezi 64 Hz a 192 kHz. Zařízení také umožňuje digitální filtraci biosignálů v reálném čase. Důležitým prvkem je interní jednotka pro kalibraci a měření impedance. Biozesilovač je možné připojit k počítači nebo notebooku pomocí USB. SW část biozesilovače je realizována v Matlabu, konkrétně v Simulinku, kde dochází k nastavení, kalibraci, měření impedance i samotnému měření dat. [26]



Obr. 10: Biozesilovač g.USBamp [26]

5.2 Specifikace použitých prvků

EEG bylo měřeno s využitím 4 výše zmíněných biozesilovačů. Vzhledem k počtu použitých elektrod (viz dále) by stačilo použít pouze dva tyto biozesilovače, ale při měření byla použita čepice se 64 elektrodami, které byly sepnuty k sobě a připojeny do čtyř g.GAMMAboxů, proto bylo optimálnější použít větší množství biozesilovačů než přepojovat všechny elektrody. g.GAMMAbox slouží jako rozšiřovací jednotka, do které jsou zapojeny elektrody. Každý g.GAMMAbox byl při měření připojen pomocí propojovacího kabelu do jednoho g.USBampu.



Obr. 11: g.GAMMAbox a kabel pro připojení k g.USBampu [26]

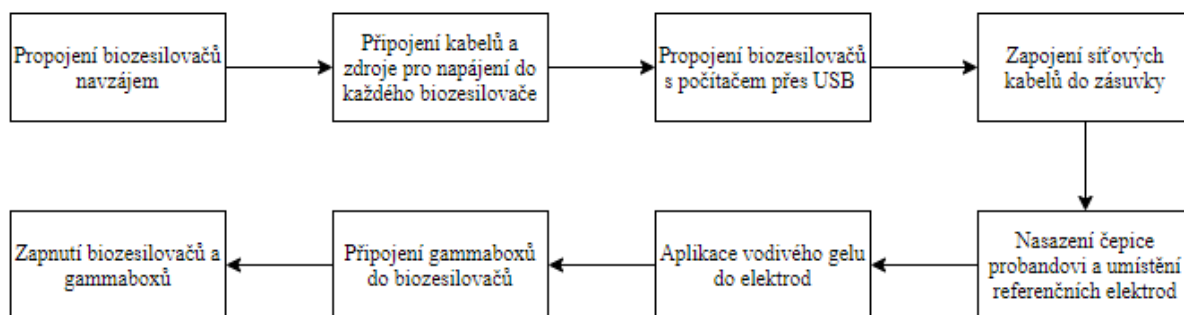
Měření proběhlo pomocí 19 měřicích elektrod rozmístěných podle systému 10–20, 1 zemnicí elektrody umístěné uprostřed čela a 2 referenčních elektrod umístěných na ušních lalůčkách. Do každé elektrody bylo nanесeno dostatečné množství vodivého gelu. Pro rychlejší aplikaci gelu a snadnější orientaci ve velkém počtu elektrod byly měřicí elektrody označeny žlutou značkou.



Obr. 12: Čepice s 19 vyznačenými elektrodami

5.3 Postup měření

Příprava hardwaru k měření je schematicky popsána ve vývojovém diagramu na Obr. 13. Veškerý postup je realizován dle instrukcí uvedených v manuálu k biozesilovači g.USBamp.



Obr. 13: Příprava hardwaru

Po naskládání 4 biozesilovačů na sebe je nutné je propojit. Ze zadní strany se propojují synchronizační kabely ze vstupu „SYNC OUT“ do vstupu „SYNC IN“. Ze přední strany se v bloku „D“ propojují zdířky pro zemnicí elektrodu, které jsou označeny žlutě a zdířky pro referenční elektrodu, které jsou označeny modře.

Po jejich propojení je do každého biozesilovače do portu „POWER SUPPLY“ připojen kabel se zdrojem pro napájení. Každý z biozesilovačů musí být připojen pomocí USB kabelu do počítače. Jelikož byly použity 4 biozesilovače, bylo nutné použít pro připojení do počítače USB rozbočovač. Po jejich připojení k počítači byly kabely pro napájení zapojeny do zásuvky.

V tuto chvíli byla probandovi nasazena a zapnuta měřicí čepice. Před umístěním referenčních elektrod na ušní lalůčky na ně byl nanesen vodivý gel. Vodivý gel byl aplikován také do měřicích elektrod a do zemnicí elektrody. Po připojení g.GAMMAboxů do biozesilovačů byly g.GAMMAboxy i biozesilovače zapnuty a byl spuštěn Simulink.

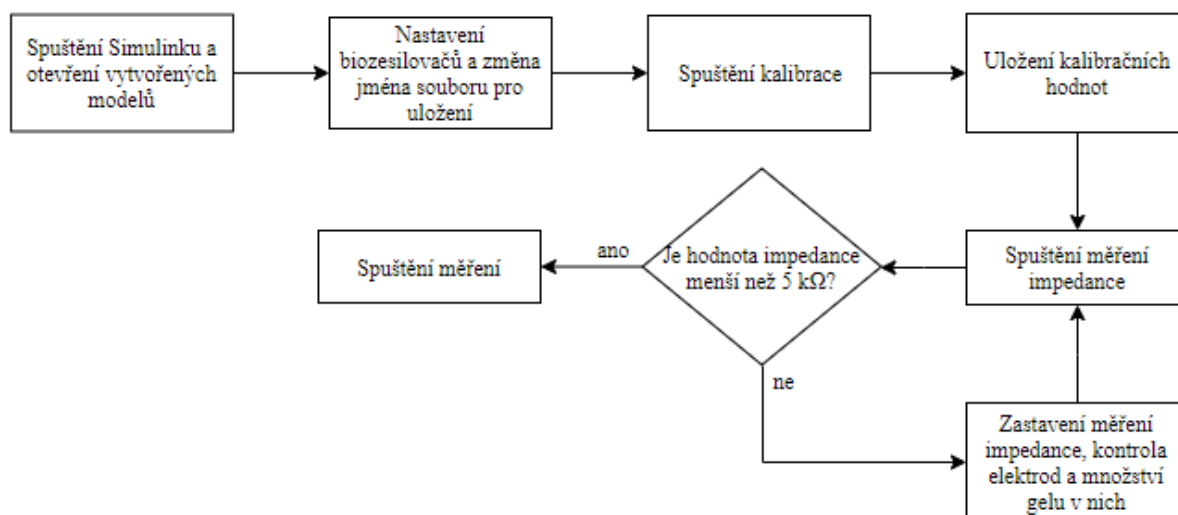


Obr. 14: Měřicí řetězec

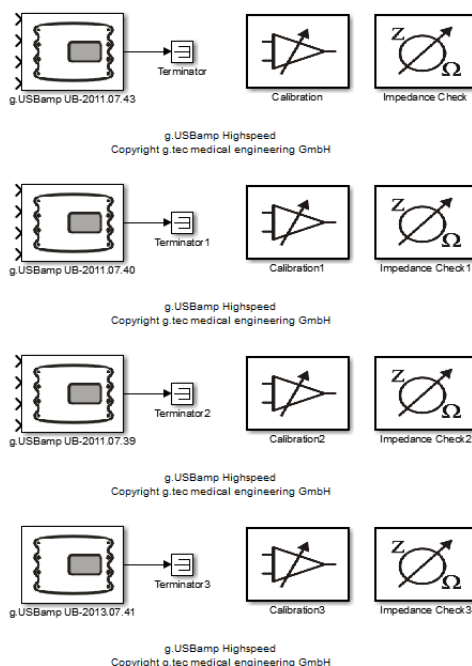
Pro měření v Simulinku byly vytvořeny dva modely. Jeden je určen pro kalibraci a měření impedance (Obr. 16) a v dalším je realizováno samotné měření (Obr. 18). V obou modelech je nutné nastavit jednotlivé parametry biozesilovačů, mezi které patří sériové číslo, režim snímání, vzorkovací frekvence, výběr kanálů a filtrace. Některé parametry byly stejné pro všechny biozesilovače, jsou uvedeny v Tab. 2. Jestliže je stejné nastavení použito vícekrát, je možné jej uložit a při dalším měření ho pouze načíst. Celý postup od spuštění Simulinku je schematicky popsán na Obr. 15.

Tab. 2: Stejné nastavení pro všechny biozesilovače

Parametr	Nastavení
Režim snímání	Unipolární
Mód	Měření
Vzorkovací frekvence	256 Hz
Filtrace – horní propust	0,1 Hz
Filtrace – pásmová zádrž	50 Hz

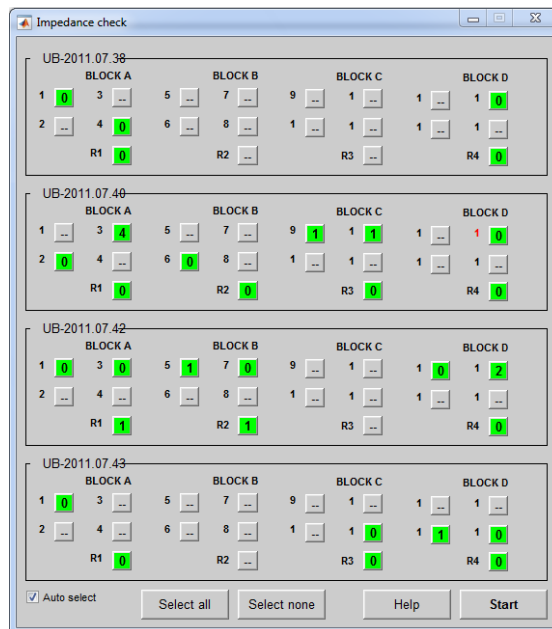


Obr. 15: Postup pro přípravu měření v Simulinku



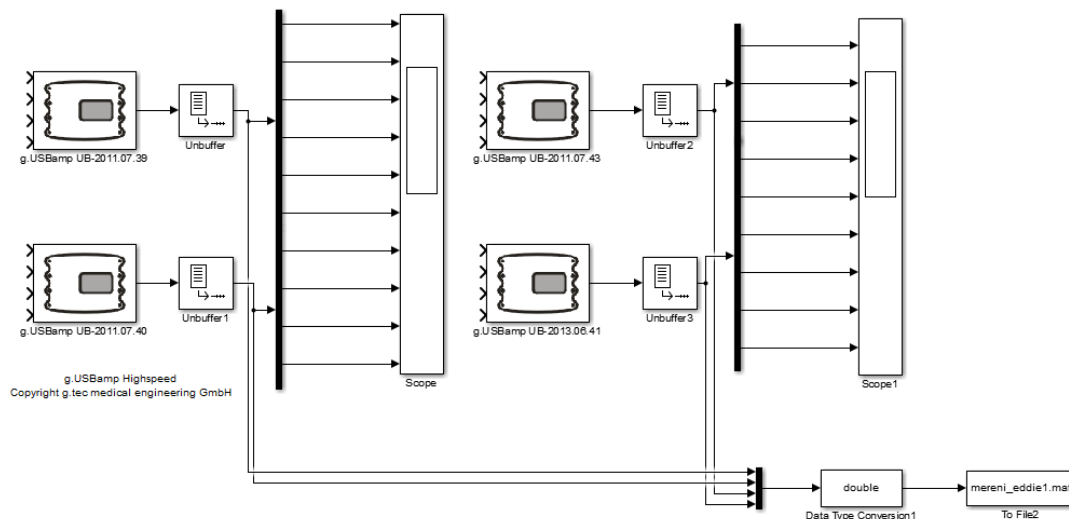
Obr. 16: Model v Simulinku pro kalibraci a měření impedance

V modelu na Obr. 16 je po nastavení parametrů spuštěna kalibrace, kalibrační hodnoty jsou uloženy a je spuštěno měření impedance. Vytvořený model umožňuje měřit impedanci elektrod ze všech 4 biozesilovačů najednou. Naměřená impedance by neměla přesáhnout hodnotu 5 k Ω . Měření impedance probíhá postupně pro každou elektrodu a jednotlivé hodnoty jsou přehledně zobrazeny na obrazovce (Obr. 17). Po dosažení uspokojivé hodnoty impedance, nastavení parametrů v modelu pro měření a změně jména proměnné (viz dále) je možné spustit měření.



Obr. 17: Měření impedance

Na Obr. 18 je vyobrazen model v Simulinku pro měření. Je tvořen 4 biozesilovači, po rozkliknutí ikony biozesilovače se zobrazí okno pro nastavení parametrů. Nastavuje se zde i sériové číslo každého biozesilovače, které je potom pro přehlednost automaticky zobrazeno pod každou z těchto ikon. Po biozesilovači následuje v modelu „Unbuffer“, který transformuje vstupní data z formátu $M \times N$ na $1 \times N$. V průběhu měření jsou časové průběhy pro jednotlivé kanály zobrazeny na obrazovce po rozkliknutí bloku „Scope“. Data jsou přetypována na datový typ double pomocí bloku „Data Type Conversion“ a ukládána pomocí bloku „ToFile“.



Obr. 18: Model v Simulinku pro měření

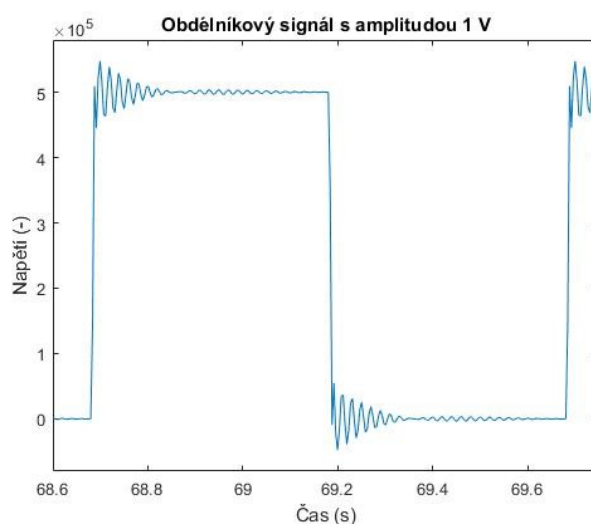
5.4 Formát naměřených dat

Data jsou při měření ukládána pomocí bloku „ToFile“. V tomto bloku je možné specifikovat název proměnné, do které budou data ukládána. Uvádí se zde také název souboru, ve kterém bude

proměnná uložena. Matice naměřených dat se automaticky vytvoří ve Workspacu v Matlabu. Pro její uložení je možné použít funkci *save*, nebo soubor jednoduše přetáhnout myší do požadované složky. Uložené soubory mají příponu *.mat*.

Měřená data pro použití ve vytvořené aplikaci se ukládají do proměnné *y*. Velikost matice s daty se odvíjí od počtu měřicích elektrod a délce záznamu závislé na vzorkovací frekvenci. V tomto případě je tvořena 20 řádky, kdy první řádek je časový vektor a zbylé řádky jsou tvořeny naměřeným napětím, vždy jeden řádek pro jednu elektrodu. Pořadí je určeno dle pořadí jednotlivých biozesilovačů a dle připojení elektrod ke kanálům g.GAMMAboxů.

Pro zjištění skutečné velikosti amplitudy je nutné data kalibrovat. Z osciloskopu byl na elektrodu přiveden obdélníkový signál s amplitudou 1 V, naměřená data byla vykreslena v Matlabu. Z Obr. 19 je zřejmé, že napětí o velikosti 1 V je zaznamenáno jako hodnota $5 \cdot 10^5$. Napěťové hodnoty jsou proto před zpracováním vyděleny konstantou o velikosti $5 \cdot 10^5$. Pro převedení hodnot na μV jsou vynásobeny konstantou o velikosti 10^6 .



Obr. 19: Vykreslení obdélníkového signálu s amplitudou 1 V přivedeného na elektrodu

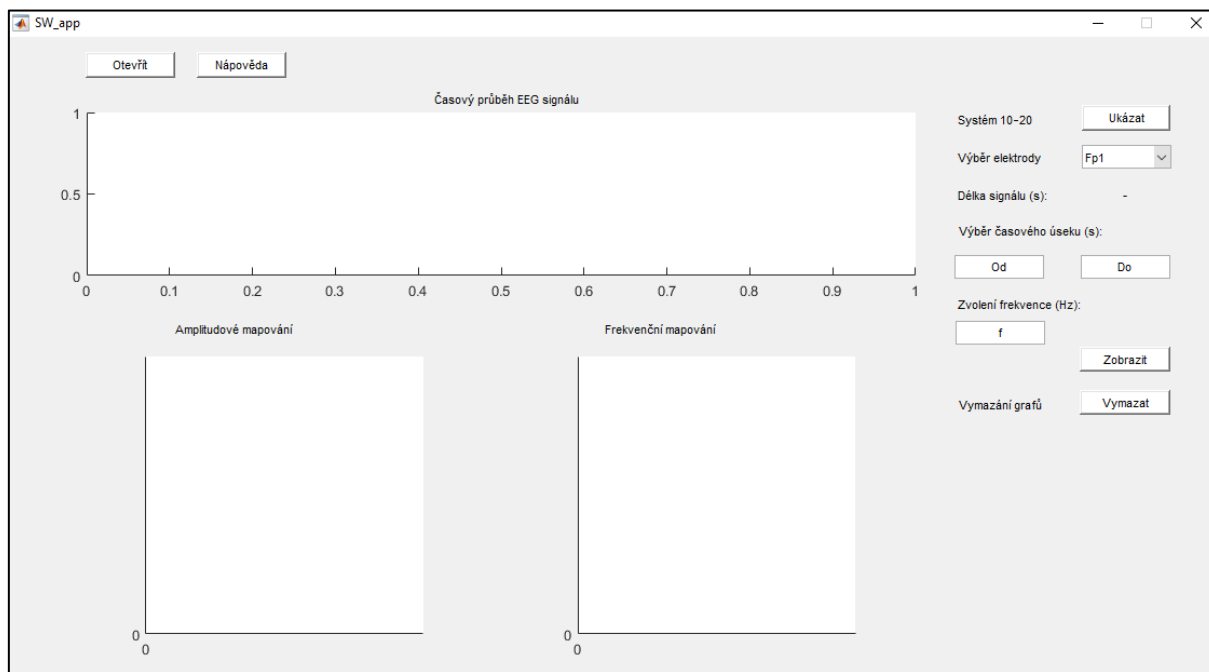
6 Návrh a realizace SW

Zpracování naměřených dat i tvorba samotné aplikace byly provedeny v softwaru Matlab verze R2015b. V této kapitole je v první části popsána grafická podoba a funkčnost vytvořené SW aplikace. Dále potom její jednotlivé části a způsob realizování v Matlabu.

Pro ověření kognitivních funkcí s využitím EEG je ve vytvořené aplikaci využito amplitudové a frekvenční topografické mapování mozkové aktivity. Pro úplnost je také vykreslen časový průběh pro uživatelem zvolenou elektrodu. U amplitudového mapování je mapována amplituda v μV , u frekvenčního mapování je mapována spektrální výkonová hustota (PSD). „*Spektrální výkonová hustota popisuje rozložení hustoty výkonu v závislosti na frekvenci.*“ [11] Vzhledem k velkému rozsahu hodnot při mapování PSD je spektrální výkonová hustota převedena z $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ na dB/Hz . Frekvenční mapování je provedeno pro konkrétní frekvenci zvolenou uživatelem. Aplikace umožňuje uživateli sledovat aktivní oblasti jak v závislosti na čase, tak v závislosti na frekvenci.

6.1 SW aplikace

Grafická podoba aplikace je vyobrazena na Obr. 20. Vývojový diagram k jejímu chodu je zobrazen na konci této podkapitoly (Obr. 23). Po spuštění aplikace uživatel načte soubor s daty pomocí tlačítka „Otevřít“. Tlačítko „Otevřít“ zobrazí klasické dialogové okno, kde si uživatel vybere soubor z počítače. Lze vybrat pouze soubory s příponou .mat. Po načtení souboru je zobrazena délka signálu v sekundách v políčku „Délka signálu (s):“. Lze vybrat pouze soubory s příponou .mat. Po načtení souboru je zobrazena délka signálu v sekundách v políčku „Délka signálu (s):“.

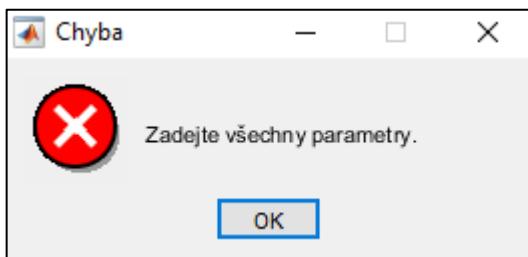


Obr. 20: Vzhled aplikace po spuštění

Uživatel si může vybrat elektrodu, pro kterou bude vykreslen časový průběh, jestliže nastavení nezmění, časový průběh bude vykreslen pro elektrodu Fp1. Uživatel musí zadat časový interval, pro který bude vykreslen časový průběh. Dále také musí zadat frekvenci, pro kterou bude zobrazena frekvenční mapa. Frekvenci je možné zadávat s rozlišením 0,5 Hz. Amplitudové mapování je realizováno pro daný časový okamžik, který je uživatelem zadán v políčku „Od“. Frekvenční mapování

je realizováno pro zadaný časový interval definovaný v políčkách „Od“ a „Do“. K vykreslení všech zmíněných částí dojde po stisku tlačítka „Zobrazit“.

Jestliže uživatel nezadá některý z parametrů, nebo je nezadá v číselném formátu a bude chtít vykreslit průběh a mapování (stiskne tlačítko „Zobrazit“), zobrazí se mu chybová hláška.

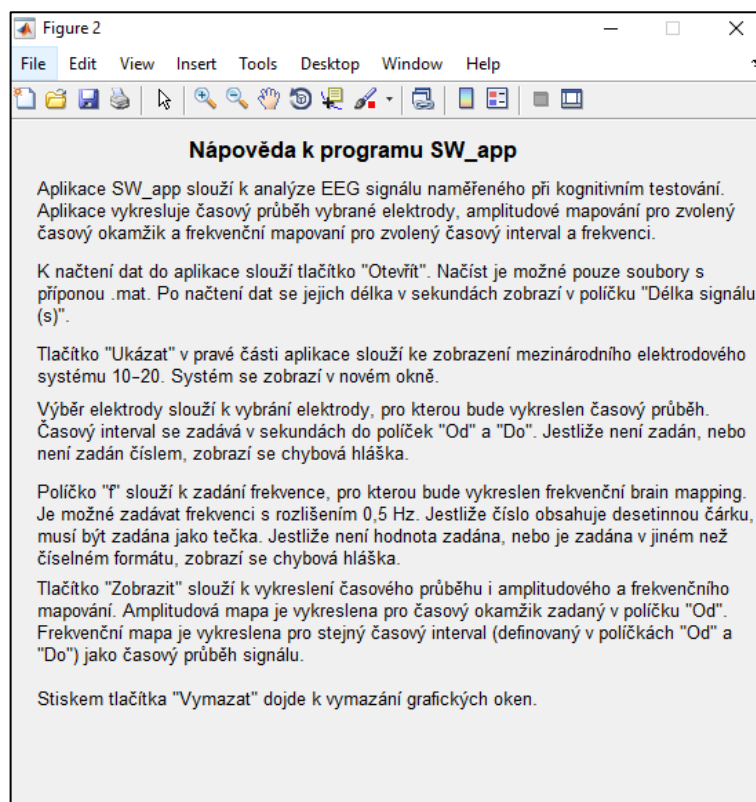


Obr. 21: Chybová hláška při špatném zadání parametrů

Před vykreslením průběhu a topografických map pro jiné parametry je vždy lepší vymazat grafická okna. Tento úkon je proveden po stisku tlačítka „Vymazat“.

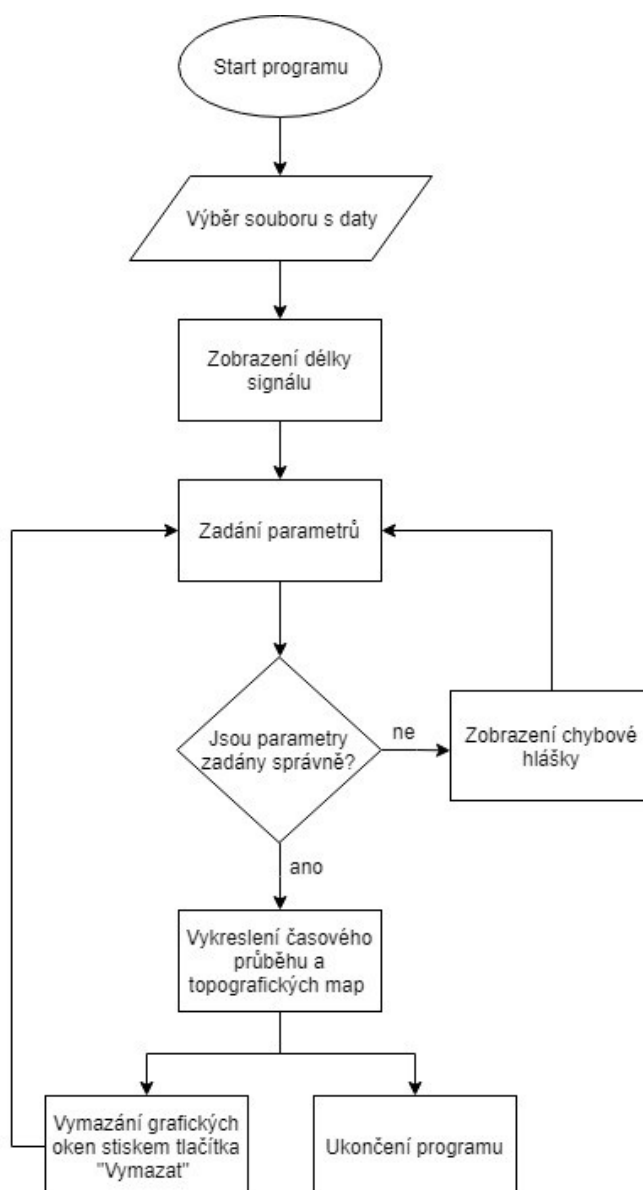
Uživatel si může pro lepší orientaci v mapě nebo pro výběr elektrody pro vykreslení průběhu zobrazit elektrodový systém 10–20. Systém 10–20 se zobrazí v novém okně a je možné jej zobrazit kdykoliv. Zdroj obrázku systému 10–20 je uveden pod číslem [28] v kapitole Použitá literatura.

Popis aplikace je dostupný pro uživatele po stisku tlačítka „Nápověda“. Nápověda se zobrazí v novém okně a je možné ji zobrazit kdykoliv.



Obr. 22: Zobrazení nápovědy

Chod aplikace je schematicky popsán na Obr. 23. Po spuštění aplikace uživatel zvolí soubor s daty pro analýzu. Po jeho vybrání se automaticky uživateli zobrazí délka signálu obsaženého v tomto souboru. Délka signálu je v sekundách. Uživatel zadá jednotlivé parametry. Jestliže je nezadá, nebo jsou zadány ve špatném formátu, zobrazí se chybová hláška. Po správném zadání parametrů se v aplikaci vykreslí časový průběh a topografické mapy. Jestliže chce uživatel analyzovat data pro jiné parametry, vymaže grafická okna a zadá nové parametry. V opačném případě může aplikaci ukončit. Podrobněji je aplikace popsána výše.



Obr. 23: Vývojový diagram k chodu aplikace

6.2 Načtení dat a vykreslení časového průběhu

K načtení dat do aplikace je použita funkce *uigetfile*. Pro uložení dat do proměnné potom funkce *load*. Po vytvoření proměnné s daty je matice rozdělena na časový vektor a matici naměřeného napětí

ze všech elektrod. Matice napětí je poté vynásobena kalibračními konstantou. Z délky matice je vypočítána délka signálu, která je zobrazena uživateli v aplikaci.

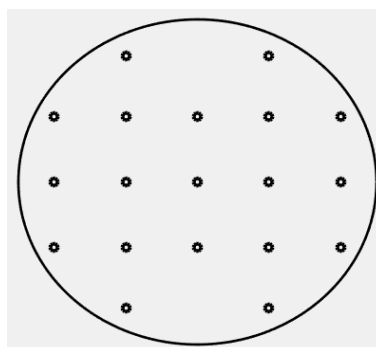
Pro vykreslení časového průběhu je z aplikace získán uživatelem zadáný časový interval, který je převeden na čísla sloupců napěťové matice i časového vektoru. Výběr elektrody pro vykreslení je realizován pomocí příkazu *switch*. Vykreslení signálu zajišťuje funkce *plot*.

6.3 Topografické mapování

Při topografickém mapování je možné data pro interpolaci ukládat do matice o velikosti 5×5 (Tab. 3) podle systému 10–20. V takovém případě jsou na místa označená písmenem X doplněny hodnoty vypočítané jako průměr ze dvou sousedních elektrod a na krajní místa bývá doplněna nula nebo zůstávají prázdná.

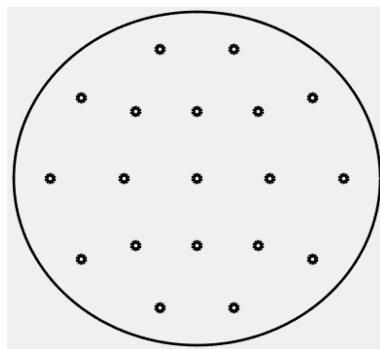
Tab. 3: Matice elektrod

	Fp1	X	Fp2	
F7	F3	Fz	F4	F8
T3	C3	Cz	C4	T4
T5	P3	Pz	P4	T6
	O1	X	O2	



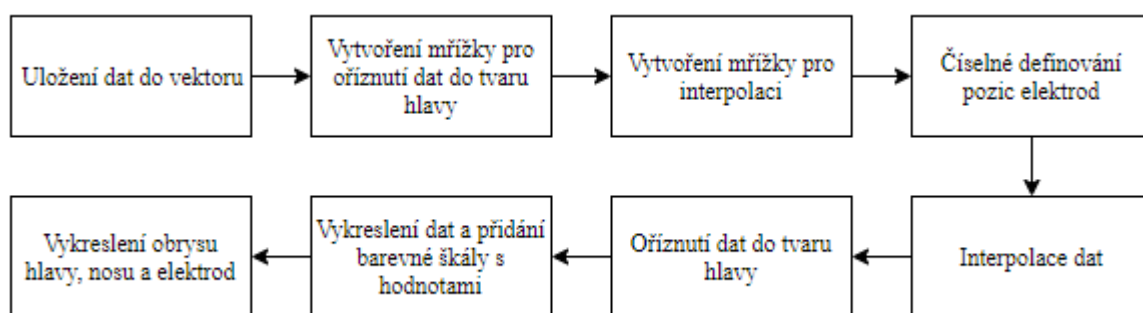
Obr. 24: Rozložení elektrod při uložení dat do matice

Další možností je definování polohy elektrod v mřížce číselným údajem. V tomto případě jsou data z jednotlivých elektrod ukládána do vektoru ve stejném pořadí jako při definování jejich umístění. Takový postup umožňuje lepší reprezentaci dat dle systému 10–20 a při aktivitě v oblasti dané elektrody je ihned zřejmé, ze které elektrody byla aktivita naměřena. Pro tyto klady byl v aplikaci využit tento způsob.



Obr. 25: Rozmístění elektrod při definování číselným údajem

Obecný postup použitý jak u amplitudového, tak u frekvenčního mapování je schematicky popsán vývojovým diagramem na Obr. 26.



Obr. 26: Obecný postup použitý pro vytvoření topografických map

6.3.1 Amplitudové mapování

Při amplitudovém mapování jsou do vektoru ukládány napěťové hodnoty odpovídající časovému okamžiku uvedenému v políčku „Od“.

Pro interpolaci a výsledné grafické zobrazení byly vytvořeny pomocné matice. Nejdříve byl pomocí funkce *linspace* vytvořen vektor obsahující 500 hodnot v intervalu -35 – 35 . Z toho vektoru byly pomocí funkce *meshgrid* vytvořeny dvě matice, každá o velikosti 500×500 . Výsledná matice získaná funkcí *sqr*t je použita pro odstranění interpolovaných hodnot mimo oblast hlavy. Stejným způsobem byla vytvořena také mřížka pro výpočet interpolace.

Samotná interpolace byla realizována pomocí funkce *griddata*. Vstupními daty této funkce jsou:

- vektor definující pozice elektrod ve směru osy x
- vektor definující pozice elektrod ve směru osy y
- vektor obsahující naměřené hodnoty napětí z jednotlivých elektrod
- dvě vytvořené mřížky pro interpolaci o velikosti 500×500
- interpolační metoda

Z několika interpolačních metod dostupných v Matlabu byla vybrána metoda označena jako „v4“. Interpolační metoda „v4“ je biharmonická interpolační metoda, která jako jediná není založena na triangulaci.

Interpolovaná data jsou oříznuta do kruhu pomocí cyklu *for* a odstranění hodnot mimo zadaný průměr. Oříznutá data jsou vykreslena pomocí funkce *mesh*. Funkcí *view* je upřesněn pohled na vykreslení, zde konkrétně je to pohled shora. Barevné zobrazení bylo specifikováno funkcí *colormap(jet)*, která přiřazuje nejnižším hodnotám barvu modrou a plynule přechází přes vyšší hodnoty k barvě červené. Barevná mapa je doplněna funkcí *colorbar*, kde je jednotlivým barvám přiřazena odpovídající amplituda. Pro lepší orientaci ve vyobrazené topografické mapě jsou v ní schematicky znázorněny jednotlivé elektrody a nos.

6.3.2 Frekvenční mapování

U frekvenčního mapování je mapována spektrální výkonová hustota (PSD) v závislosti na frekvenci. Pro odhad PSD byla použita Welchova metoda průměrování modifikovaných periodogramů, pro kterou je Matlabu funkce *pwelch*. Ve této funkci je možné zvolit typ a délku okna pro váhování signálu oknem a počet překrývajících se vzorků. Použito bylo Hammingovo okno délky 512 vzorků a překrytí vzorků bylo ponecháno na výchozích 50 %. Délka signálu 512 vzorků odpovídá při použité vzorkovací frekvenci 256 Hz 2 sekundám signálu. EEG signál délky 2 s je považován za stacionární, a proto se na něj může aplikovat Fourierova transformace. Tímto postupem jsou získány frekvenční složky s rozlišením 0,5 Hz. Rozsah hodnot odhadu PSD je velmi velký, a proto jsou tyto hodnoty převedeny z $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ na dB/Hz . [13]

Po zadání frekvence uživatelem je tato frekvence přepočítána na odpovídající řádek v matici a hodnoty z tohoto řádku jsou uloženy ve správném pořadí do vektoru. Dále je postupováno stejně jako u amplitudového mapování.

7 Ověření navrženého SW

Pro ověření funkčnosti vytvořené aplikace bylo nutné snímat EEG při kognitivním testování. Pro tento účel byl při prvotním testování zvolen test Londýnské věže, který je popsán v následující podkapitole.

Aby bylo ověření aplikace komplexní, byly testovány i další kognitivní oblasti. Pro tento účel byly použity tyto psychologické testy: Trail Making Test A, Trail Making Test B, Reyova-Osterriethova komplexní figura, test verbální fluence. Trail Making Test A+B ověřuje exekutivní funkce, pozornost, vizuomotorické schopnosti a koncentraci. Reyova-Osterriethova komplexní figura se zaměřuje na vizuomotoriku, konstrukci, oddálenou vizuální paměť a oddálené vybavení po delším časovém úseku. Test verbální fluence je popsán níže. [29]

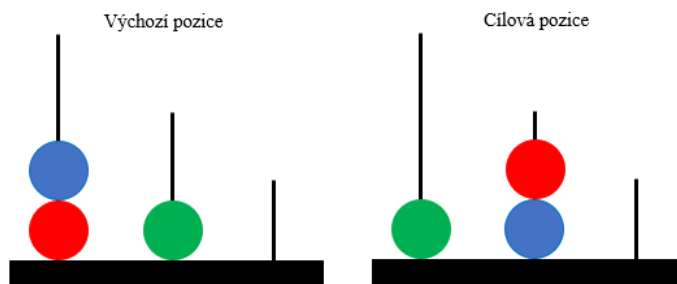
Tyto psychologické testy byly vybrány a prováděny klinickým psychologem. Kromě papírových testů byla pro ověření kognitivních funkcí použita i SW aplikace, jejíž způsob ověřování není založen na EEG. V dalších podkapitolách jsou zobrazeny výsledky z některých těchto testů. Další výsledky jsou zařazeny do Příloh Příloha 2: Test paměti v SW aplikaci. U každého výsledku je v popisku uveden typ testu, aktivní oblasti odečtené z frekvenční i amplitudové mapy a to, zda tyto aktivní oblasti odpovídají vykonávanému testu či nikoliv.

Frekvenční mapy jsou vykresleny vždy pro jednu zvolenou frekvenci. Frekvence byla vybrána na základě pozorování vyšší aktivity v porovnání s ostatními frekvencemi. Rozsah hodnot pro barevnou škálu není pevně stanoven, tato problematika je rozebrána v Závěru.

Před začátkem každého testu byl probandovi vysvětlen průběh testu a jeho úkol. Při používání zmíněné SW aplikace byl proband instruován písemnými pokyny před danou sekci. Proband při testování seděl klidně na židli.

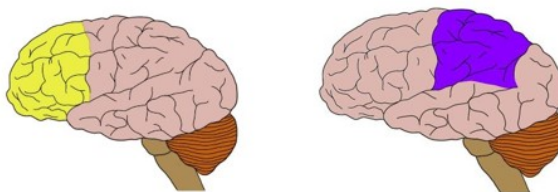
7.1 Test Londýnské věže

Při testu Londýnské věže měl proband před sebou podstavec se třemi různě vysokými kolíky. Na těchto kolících jsou umístěny tři stejně velké kuličky odlišné barvy (červená, modrá, zelená). Na první věž se vejdou tři kuličky, na druhou dvě a na třetí jedna. Na začátku testu jsou kuličky uloženy na stojanu ve výchozí pozici, do které jsou vždy po splnění úkolu znovu umístěny. Před probanda je umístěn obrázek o velikosti A4, na kterém je vyobrazena cílová pozice. Úkolem probanda je přemístit kuličky do cílové pozice co nejmenším počtem tahů, přičemž v jednu chvíli může pohybovat jen jednou kuličkou. S postupujícími úkoly se obtížnost zvyšuje.



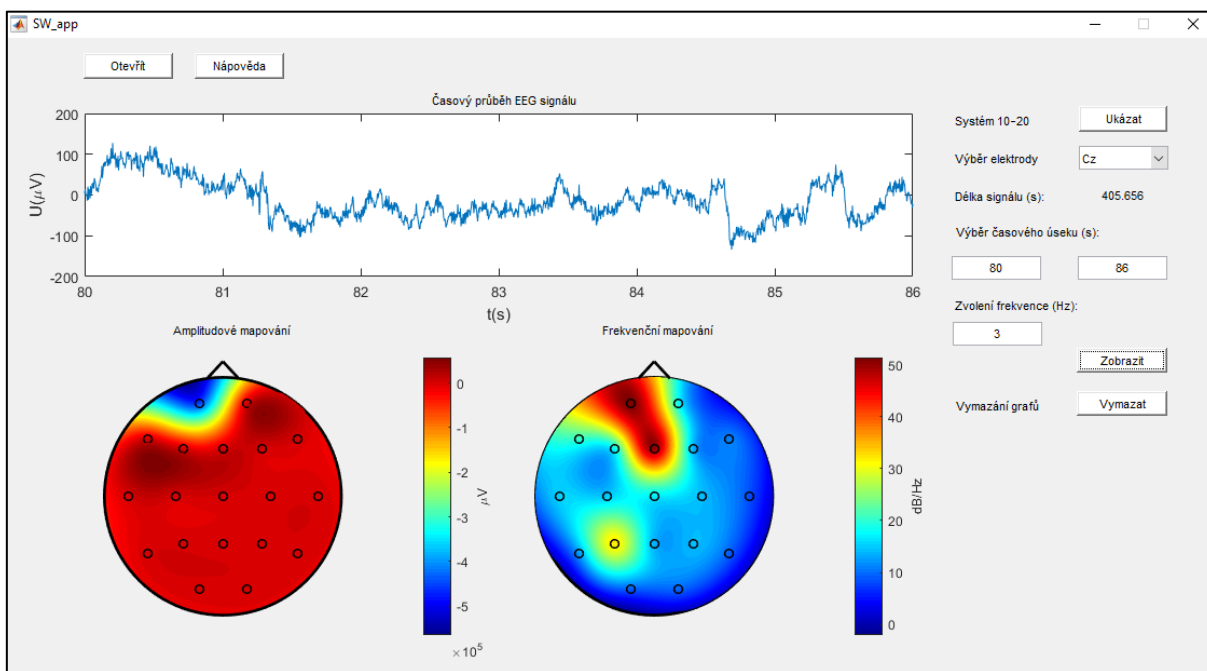
Obr. 27: Test Londýnské věže

Test Londýnské věže slouží k ověření schopnosti prostorového zpracování a plánování. Plánování zahrnuje několik dílčích procesů jako je strategie, koordinace a řazení mentálních funkcí a udržení informace. Důležitou oblastí mozku pro plánování je prefrontální kortex. Pravý prefrontální kortex je zapojený do procesu formulace plánů a levý prefrontální kortex je aktivní při vykonávání plánu. Další aktivní oblastí při vykonávání testu Londýnské věže je parietální oblast. Zde je pravá strana aktivní při prostorové pozornosti, zatímco levá strana je aktivní při udržování vizuoprostorové informace. [30]



Obr. 28: Vyznačení prefrontálního (vlevo) a parietálního (vpravo) kortexu [31], [32]

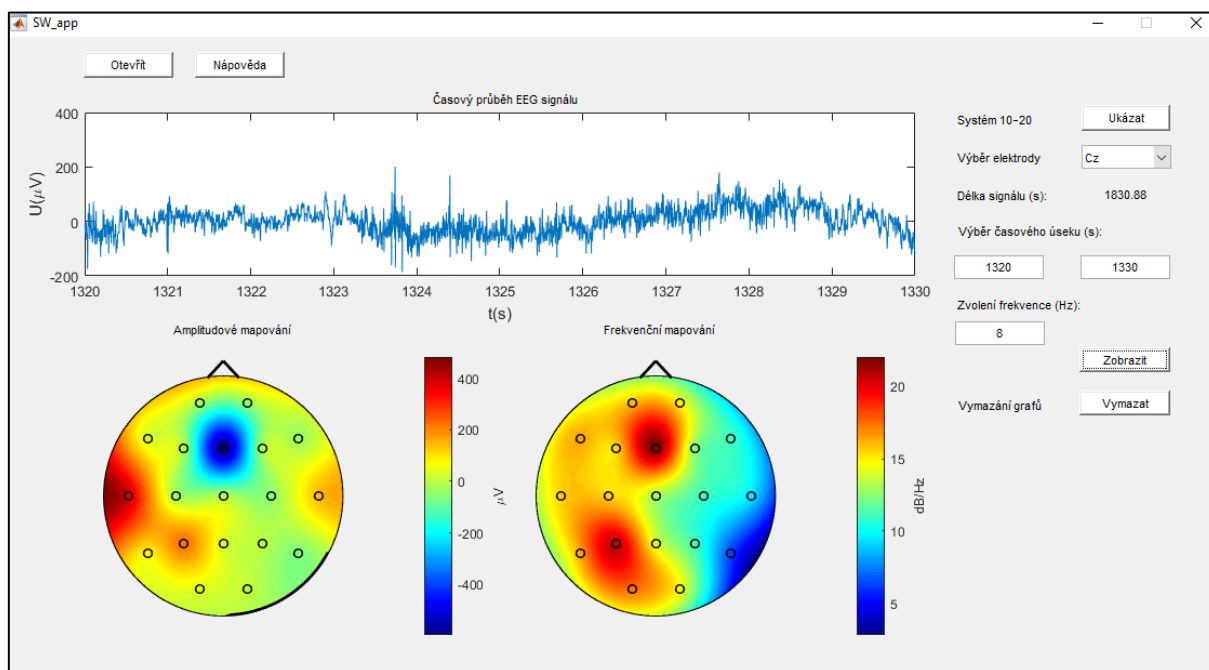
Na Obr. 29 je vyobrazena analýza dat v aplikaci z tohoto měření. Je zde vykreslen časový průběh pro elektrodu Cz v intervalu 80–86 s, amplitudová topografická mapa pro časový okamžik 80 s a frekvenční topografická mapa pro interval 80–86 s a frekvenci 3 Hz. Při dalším popisu vykreslených dat již není uvedena zvolená elektroda, časový úsek, ani zvolená frekvence, protože vše je čitelné z obrázku. Z amplitudové mapy je patrné, že při testování byla aktivní levá prefrontální oblast (Fp1). Na frekvenční mapě je potom jasně vidět, že byla zaznamenána aktivita v levém a dorzolaterálním prefrontálním kortexu (Fp1, Fz) a v levém parietálním kortexu (P3). Z výše uvedených skutečností vyplývá, že je zde zachyceno vykonávání plánu a udržování vizuoprostorové informace.



Obr. 29: Analýza dat naměřených při testu Londýnské věže; aktivní oblasti: levý a dorzolaterální prefrontální kortex (Fp1, Fz), levý parietální kortex (P3); aktivita odpovídá vykonávanému testu

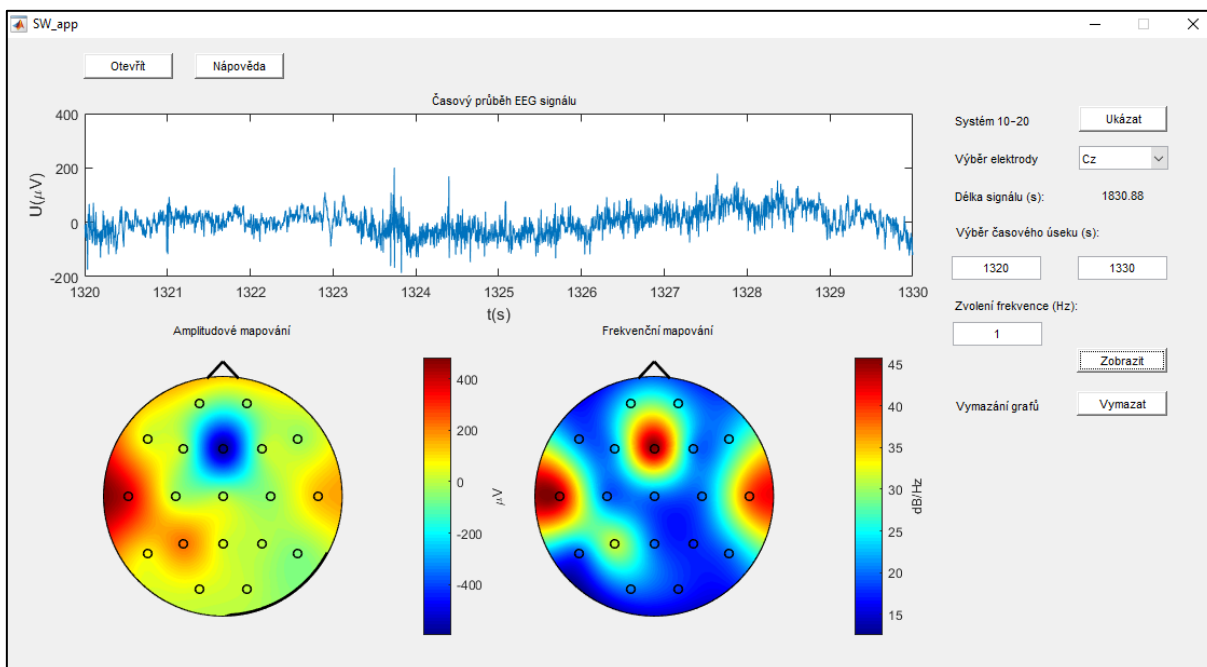
7.2 Test verbální fluence

Test verbální fluence se soustředí na pracovní i dlouhodobou paměť a verbální fluenci. Spočívá v tom, že proband má za úkol vyjmenovat za jednu minutu co nejvíce slov začínajících na zadané písmeno, nebo ze zadané kategorie. Při měření bylo úkolem probanda za 1 minutu vyjmenovat co nejvíce slov začínajících na písmeno N. A potom také vyjmenovat za 1 minutu co nejvíce zvířat. Při tomto testu bývá aktivní frontální a temporální kortex. Některé studie uvádějí přítomnost aktivity těchto oblastí na levé straně, jiné naopak na pravé. [33]



Obr. 30: Analýza dat naměřených při testu verbální fluence; aktivní oblasti: levý i pravý temporální kortex (T3, T4), dorzolaterální prefrontální kortex (Fz), levý parietální kortex (P3), levá i pravá okcipitální oblast (O1, O2); aktivita odpovídá vykonávanému testu

Na Obr. 30 lze pozorovat, že amplitudová i frekvenční mapa ukazuje jiné výsledky. Amplitudové mapování ukazuje na aktivitu levé i pravé temporální oblasti (T3, T4), dorzolaterální prefrontální oblasti (Fz) a také levé parietální oblasti (P3). Na frekvenční mapě je nejvýraznější aktivita zaznamenána ve frontální (Fz) a levé parietální oblasti (P3). Nižší aktivita je zaznamenána také v levé i pravé okcipitální oblasti (O1, O2). Aktivita okcipitální oblasti je popsána dále. Aktivní je celá levá hemisféra. Pro nízké frekvence (0,5 Hz, 1 Hz) jsou aktivní oblasti na amplitudové i frekvenční mapě totožné (Obr. 31). S rostoucí frekvencí se aktivita přesouvá i do jiných oblastí, proto i další mapy budou vždy vykresleny pro frekvenci vyšší než 1 Hz.



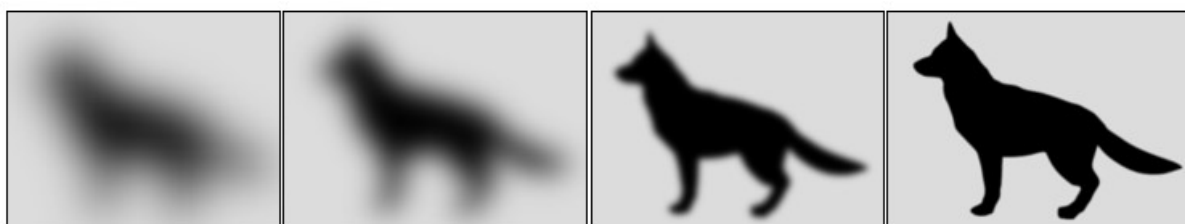
Obr. 31: Srovnání amplitudové a frekvenční mapy pro frekvenci 1 Hz

7.3 Testování s využitím jiné SW aplikace

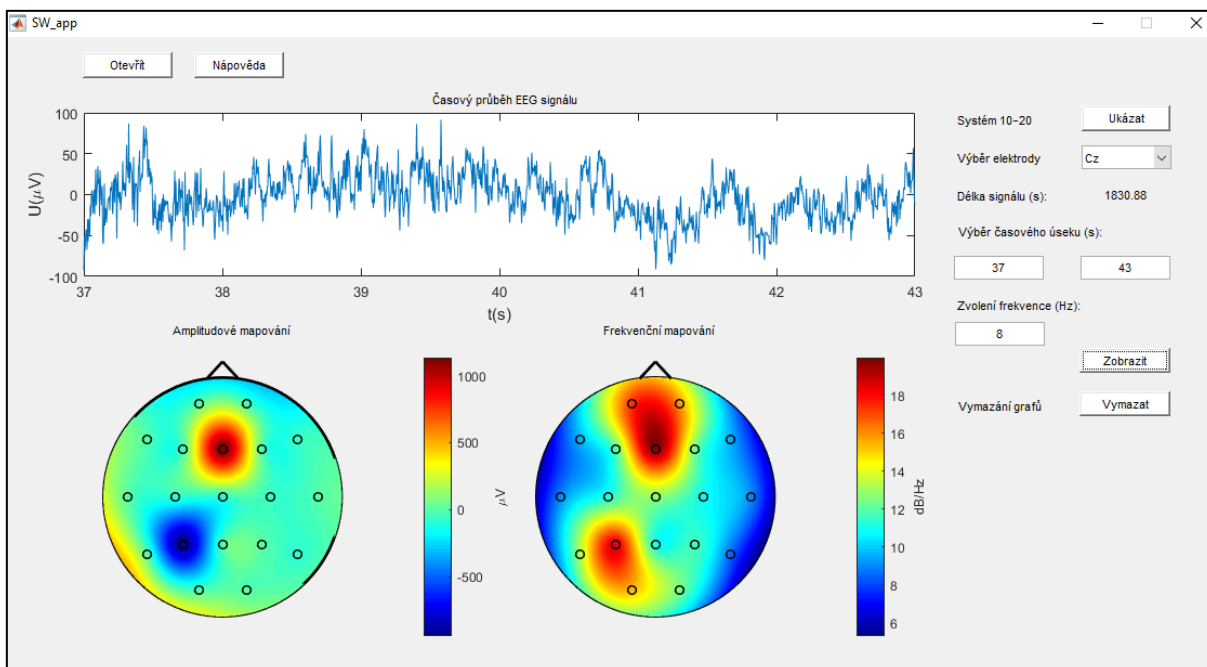
K testování byla využita také SW aplikace vytvořena v rámci jiné bakalářské práce uvedeně pod číslem [34] v kapitole Použitá literatura. Test v této aplikaci se skládá z několika částí a ověřuje několik kognitivních funkcí. Konkrétně se zaměřuje na vnímání, paměť (vštípení a vybavení si), strategii, rychlost reakce a plánování. Test je rozdělen na část A a část B, tyto části jsou obsahově téměř totožné. Odlišnost bude popsána dále. Po vykonání testu A je test vyhodnocen a uživatel je požádán o spuštění testu B, tzv. re-testu. Při testování byly hodnoceny aktivní oblasti při jednotlivých úkolech, a zároveň bylo provedeno srovnání aktivních oblastí při stejném úkolu v testu A a B.

7.3.1 Vnímání

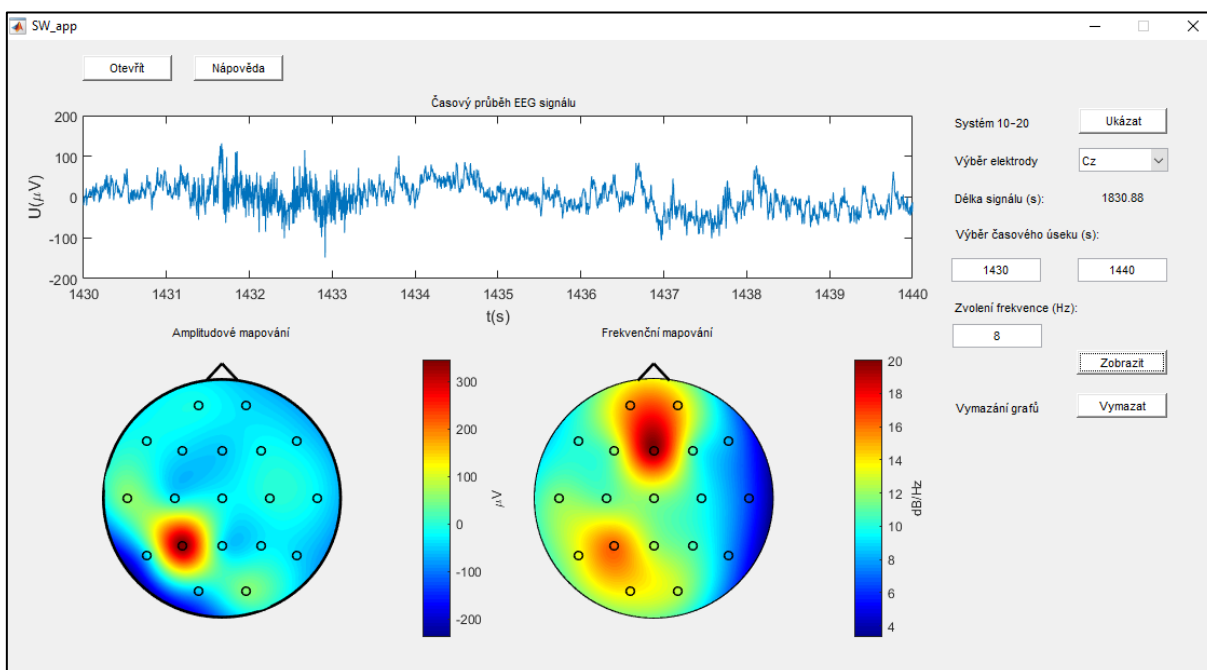
Při testu vnímání má proband za úkol rozpoznat, do které kategorie patří objekt vyobrazený na obrazovce. Jedná se tedy o test zrakového vnímání. Objekt je zpočátku rozmazaný a vypadá pouze jako černá skvrna, postupem času se stává ostřejším a jakmile si je proband jistý, že ví, co je na obrazovce zobrazeno, zastaví test a zvolí kategorii, do které objekt spadá. Kategorie jsou: dopravní prostředek, zvíře, rostlina, přístroj. Zde je jediná odlišnost v testu A a testu B, kdy v testu B jsou zobrazovány jiné objekty než v testu A. Kategorie zůstávají stejné. Níže je porovnána mozková aktivita při testu vnímání A a testu vnímání B. Frekvenční mapa je vyobrazena pro stejnou frekvenci (8 Hz).



Obr. 32: Test vnímání [34]



Obr. 33: Aktivita při testu vnímání část A; aktivní oblasti: levý, pravý a dorzolaterální prefrontální kortex (Fp1, Fp2, Fz), parietální kortex (P3), částečně i okcipitální oblast (O1); aktivita odpovídá vykonávanému testu



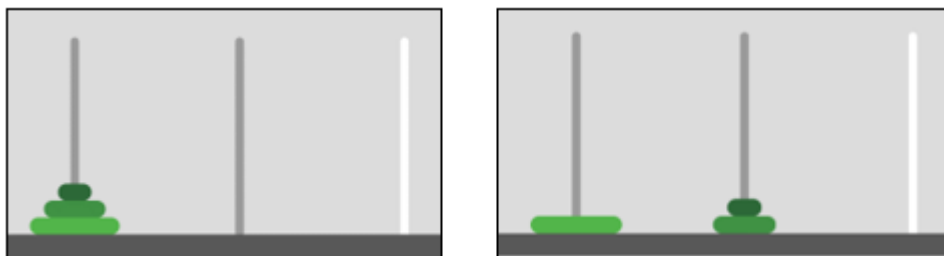
Obr. 34: Aktivita při testu vnímání část B, aktivní oblasti: levý, pravý a dorzolaterální prefrontální kortex (Fp1, Fp2, Fz), parietální kortex (P3), částečně i okcipitální oblast (O1, O2) a temporální oblast (T3); aktivita odpovídá vykonávanému testu

Na obou frekvenčních mapách jsou aktivní stejné oblasti a to prefrontální (Fp1, Fp2, Fz) a parietální (P3). Aktivita spojená s těmito oblastmi je popsána v další podkapitole. Aktivita je patrná i v okcipitální oblasti (O1, O2), ve které se nachází centrum zrakového systému. Při testu zrakového

vnímání je kromě zrakového systému zapojen také systém pozornosti, kterému odpovídá aktivita prefrontální a parietální oblasti. [35]

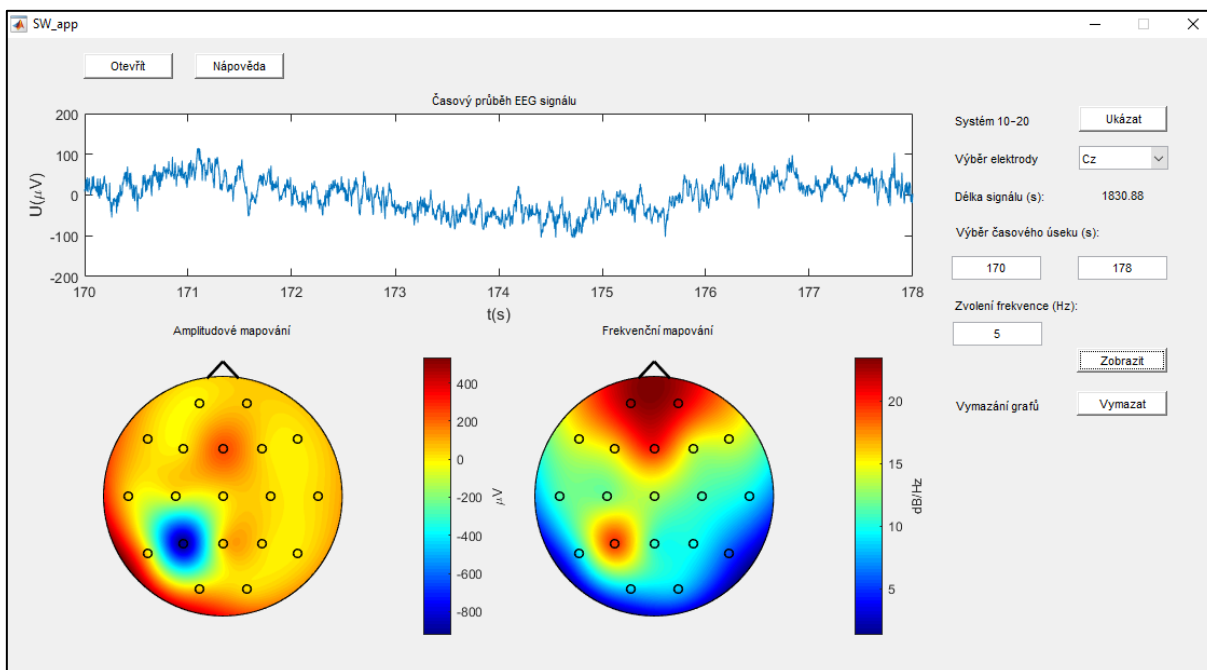
7.3.2 Plánování

Plánování je v aplikaci ověřováno pomocí testu Hanojské věže. V testu Hanojské věže jsou tři stejně vysoké kolíky, na které se umísťují tři disky. Tyto disky mají různou velikost a není možné umístit větší disk na menší. Úkolem probanda je přemístit věž z prvního kolíku na poslední. V jednu chvíli je možné přemísťovat pouze jeden disk. Test Hanojské věže se používá k ověření pracovní paměti a plánování.



Obr. 35: Test Hanojské věže v SW aplikaci [34]

Při provedeném testování kognitivních funkcí je téměř vždy aktivní prefrontální kortex, test Hanojské věže není výjimkou. Prefrontální kortex je často označován jako centrum kognitivních funkcí, které je zapojeno do činnosti exekutivních funkcí, které zahrnují procesy jako je řešení problémů, rozhodování, pracovní paměť a plánování. Aktivita při tomto testu je vyobrazena na Obr. 36, na kterém je patrná i aktivita v levé parietální oblasti (P3). Aktivita naměřená z elektrody P3 (ale i z P4) odpovídá kognitivnímu zpracovávání. [36], [37]



Obr. 36: Analýza dat v aplikaci naměřených při testu Hanojské věže; aktivní oblasti: výrazná aktivita v prefrontální oblasti (levý, pravý a dorzolaterální prefrontální kortex – Fp1, Fp2, Fz), nižší aktivita v levé parietální oblasti (P3); aktivita odpovídá vykonávanému testu

Aplikace byla ověřena několika kognitivními testy. Při těchto testech aplikace fungovala správně a vykreslovala jako aktivní oblasti, u kterých to bylo na základě dostupných studií předpokládáno.

8 Závěr

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo vytvoření aplikace, která bude sloužit k ověření kognitivních funkcí. Využití EEG k tomuto účelu umožňuje tvorbu topografických map, na kterých je možné sledovat aktivní oblasti mozku při kognitivním testování. Při topografickém mapování spektrální výkonové hustoty byly hodnoty z důvodu velkého rozsahu převedeny na dB/Hz. Tento převod měl umožnit stanovení pevného intervalu hodnot pro barevnou škálu. Při testování aplikace bylo zjištěno, že v rámci jednoho konkrétního testu je možné tohle provést, ale při měření provedeném na více testech se tento způsob neosvědčil. Při vykonávání více testu během jednoho měření kolísá aktivita napříč rozdílnými testy, a proto je obtížné stanovit jednu mezní hodnotu pro všechny tyto testy. Z tohoto důvodu není ve výsledné aplikaci rozsah hodnot pevně stanoven.

Tato skutečnost přináší dva různé pohledy na vytvořenou aplikaci. Jestliže uživatele zajímá, jaké oblasti mozku jsou aktivní při zvoleném testu, je výhodnější pevný interval nestanovovat. Ten je poté sám upraven Matlabem podle rozsahu hodnot a tím jsou zřetelně vidět nejaktivnější oblasti. Druhým přístupem je hodnocení aktivity mozku napříč zadanými testy či úkoly, kdy uživatele zajímá, při kterém testu či úkolu byla mozková aktivita nejvyšší. V takovém případě je vyžadováno přesné stanovení intervalu, na základě kterého lze porovnávat jednotlivé mapy a rozdíly ve zbarvení, resp. v aktivitě. Pro stanovení intervalu však neexistuje žádný vzorec, je nutné jej stanovit pozorováním. Při stanovení příliš malé mezní hodnoty jsou aktivní oblasti zabarveny tmavě hnědou barvou a to tak, že nelze určit, která oblast je nejaktivnější. Naopak při stanovení velmi velké hodnoty nebude na mapě patrná žádná aktivita. Tento přístup se týká frekvenčního mapování, u amplitudového je tato problematika složitější, protože hodnoty vykazují vyšší výkyvy.

U amplitudového mapování jsou zaznamenávány výkyvy jak hodnot kladných, tak hodnot záporných. Pevný interval by tedy musel obsahovat mezní hodnoty pro obě polarity. Zde by mohlo být zjednodušení provedeno zobrazováním absolutních hodnot amplitudy namísto skutečné hodnoty. Tímto přístupem by byla ztracena informace o reálné hodnotě amplitudy, avšak aktivní oblasti by byly stejné jak pro mapu amplitudy, tak i pro mapu absolutní hodnoty amplitudy.

Vytvořená aplikace byla ověřena na několika kognitivních testech. Její ověření proběhlo porovnáním aktivních oblastí vykreslených pomocí aplikace a aktivních oblastí, které by při vykonávání testu měly být aktivní. Při těchto testech aplikace fungovala správně a vykreslovala aktivitu v požadovaných oblastech. Výsledky jsou uvedeny v předchozí kapitole a také Přílohách.

Výhodou vytvořené aplikace je univerzálnost jejího použití. Aplikaci lze použít jak při testování pomocí papírových testů, tak i při SW testech. Může také sloužit k ověření, zda SW test skutečně ověřuje danou kognitivní funkci. V budoucnu by mohlo být možné využívat aplikaci pro hodnocení úspěšnosti kognitivní rehabilitace. Pro tyto účely by bylo nutné aplikaci upravit, především stanovit pevný interval pro barevnou škálu.

Hodnocení účinnosti rehabilitace by bylo založeno na naměření EEG signálu před započetím rehabilitace a poté po několika rehabilitačních sezeních. Pro použití aplikace pro tyto účely by bylo nutné stanovit pevný interval hodnot pro barevnou škálu. Aby to bylo možné, musely by být pro hodnocení před a po rehabilitaci použity stejné testy. V takovém případě by interval pravděpodobně mohl být pevně stanoven a tím by mohly být záznamy mezi sebou porovnávány.

9 Použitá literatura

- [1] KLUCKÁ, Jana a Pavla VOLFOVÁ. *Kognitivní trénink v praxi*. 2., rozšířené vydání. Praha: Grada, 2016. Psyché (Grada). ISBN 978-80-247-5580-9.
- [2] VÁLKOVÁ, Lenka. *Rehabilitace kognitivních funkcí v ošetrovatelské praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-5571-7.
- [3] NOLEN-HOEKSEMA, Susan. *Psychologie Atkinsonové a Hilgarda*. Vyd. 3., přeprac. Přeložil Hana ANTONÍNOVÁ. Praha: Portál, 2012. ISBN 978-80-262-0083-3.
- [4] OREL, Miroslav a Roman PROCHÁZKA. *Vyšetření a výzkum mozku: pro psychology, pedagogy a další nelékařské obory*. Praha: Grada, 2017. Psyché (Grada). ISBN 978-80-247-5539-7.
- [5] FRACKOWIAK, Richard S. J. *Human brain function*. 2nd ed. Boston: Elsevier Academic Press, c2004. ISBN 0-12-264841-2.
- [6] NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. *Přehled anatomie*. Třetí, doplněné a přepracované vydání. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-206-0.
- [7] JELÍNEK, Jan a Vladimír ZICHÁČEK. *Biologie pro gymnázia: (teoretická a praktická část)*. 9. vyd. Olomouc: Nakladatelství Olomouc, 2007. ISBN 978-80-7182-213-4.
- [8] KOUKOLÍK, František. *Lidský mozek: [funkční systémy, norma a poruchy]*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, c2012. ISBN 978-80-7262-771-4.
- [9] PREISS, Marek a Hana PŘIKRYLOVÁ KUČEROVÁ. *Neuropsychologie v psychiatrii*. Praha: Grada, 2006. Psyché (Grada). ISBN 80-247-1460-4.
- [10] GAMITO, Pedro, Jorge OLIVEIRA, Rodrigo BRITO, et al. Assessing Cognitive Functions with VR-Based Serious Games that Reproduce Daily Life: Pilot Testing for Normative Values. FARDOUN, Habib M., Victor M R. PENICHET a Daniyal M. ALGHAZZAWI, ed. *ICTs for Improving Patients Rehabilitation Research Techniques* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2015, 2015-11-18, s. 1-10 [cit. 2018-12-03]. Communications in Computer and Information Science. DOI: 10.1007/978-3-662-48645-0_1. ISBN 978-3-662-48644-3. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-662-48645-0_1
- [11] FARIA, Ana Lúcia, Andreia ANDRADE, Luísa SOARES a Sergi Bermúdez I BADIA. Benefits of virtual reality based cognitive rehabilitation through simulated activities of daily living: a randomized controlled trial with stroke patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2016, **13**(1) [cit. 2018-12-03]. DOI: 10.1186/s12984-016-0204-z. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-016-0204-z>
- [12] ALLONI, Anna, Dani TOST, Silvia PANZARASA, Chiara ZUCHELLA a Silvana QUAGLINI. Applying 3D Graphics to Computerized Cognitive Rehabilitation. FARDOUN, Habib M., Victor M R. PENICHET a Daniyal M. ALGHAZZAWI, ed. *ICTs for Improving Patients Rehabilitation Research Techniques* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2015, 2015-11-18, s. 115-128 [cit. 2018-12-03]. Communications in Computer and Information Science. DOI: 10.1007/978-3-662-48645-0_11. ISBN 978-3-662-48644-3. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-662-48645-0_11

- [13] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. Zpracování biosignálů [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, [2008] [cit. 2019-04-06]. ISBN 978-80-248-1491-9.
- [14] COVEY, Ellen a Matt CARTER. *Basic electrophysiological methods*. New York: Oxford University Press, [2015]. ISBN 978-0-19-993980-0.
- [15] GAJDOŠ, Martin. *Analýza elektroencefalografických signálů* [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010 [cit. 2018-11-15]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/22281>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jana Kolářová.
- [16] PÁNEK, David. *Elektroencefalografické koreláty pohybového chování a výkonnostní zátěže*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2016. ISBN 978-80-246-3435-7.
- [17] DOBEŠ, Petr. *Topografické mapování elektrické aktivity mozku* [online]. Brno, 2014 [cit. 2019-01-07]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace?zp_id=79788. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta informačních technologií. Vedoucí práce Ing. Karolína Lankašová.
- [18] BERLIT, Peter. *Memorix neurologie*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1915-3.
- [19] VOJTĚCH, Zdeněk. *Atlas elektroencefalografie dospělých*. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-704-6.
- [20] POHLUDKA, Aleš. Filtrace signálů EEG [online]. Brno, 2015 [cit. 2019-04-19]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=104359. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Ing. Tomáš Potočník.
- [21] RŮŽALOVSKÁ, Tereza. *Topografické mapování elektrické aktivity mozku* [online]. Ostrava, 2014 [cit. 2019-01-06]. Dostupné z: https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/104261/NYT0008_FEI_B2649_3901R039_2014.pdf?sequence=1&isAllowed=n. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce Ing. Michal Vožda.
- [22] VALLAT, Raphael. Compute the average bandpower of an EEG signal: Foreword. Raphael Vallat [online]. Berkeley, May 2018 [cit. 2019-04-18]. Dostupné z: <https://raphaelvallat.com/bandpower.html#>
- [23] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [24] GOLA, Mateusz, Mikołaj MAGNUSKI, Izabela SZUMSKA a Andrzej WRÓBEL. EEG beta band activity is related to attention and attentional deficits in the visual performance of elderly subjects. *International Journal of Psychophysiology* [online]. 2013, **89**(3), 334-341 [cit. 2019-01-03]. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2013.05.007. ISSN 01678760. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S016787601300130X>
- [25] AMIN, Hafeez Ullah, Aamir Saeed MALIK, Nasreen BADRUDDIN a Weng-Tink CHOOI. Brain activation during cognitive tasks: An overview of EEG and fMRI studies. In: *2012 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences* [online]. IEEE, 2012, 2012, s. 950-953 [cit.

2019-01-07]. DOI: 10.1109/IECBES.2012.6498189. ISBN 978-1-4673-1666-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6498189/>

[26] Dokumentace k přístroji g.USBamp

[27] E.J., Mirjam, Hein T. VAN SCHIE, Berrie J.L. a Jan M.H. DE MOOR. Neurofeedback Treatment for Autism Spectrum Disorders – Scientific Foundations and Clinical Practice. WILLIAMS, Tim, ed. *Autism Spectrum Disorders - From Genes to Environment* [online]. InTech, 2011, 2011-09-06 [cit. 2019-03-24]. DOI: 10.5772/18661. ISBN 978-953-307-558-7. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/autism-spectrum-disorders-from-genes-to-environment/neurofeedback-treatment-for-autism-spectrum-disorders-scientific-foundations-and-clinical-practice>

[28] SJÖLIE, Daniel. Reality-based brain-computer interaction [online]. Umeå, Švédsko: Print & Media, Umeå University, 2011 [cit. 2019-04-02]. ISBN 978-91-7459-245-0. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/215509007_Reality-Based_Brain-Computer_Interaction

[29] PREISS, Marek. Neuropsychologická baterie Psychiatrického centra Praha: klinické vyšetření základních kognitivních funkcí. 3., přeprac. vyd. Praha: Psychiatrické centrum, 2012. ISBN 978-80-87142-19-6.

[30] NEWMAN, Sharlene D, Patricia A CARPENTER, Sashank VARMA a Marcel Adam JUST. Frontal and parietal participation in problem solving in the Tower of London: fMRI and computational modeling of planning and high-level perception. *Neuropsychologia* [online]. 2003, 41(12), 1668-1682 [cit. 2019-04-10]. DOI: 10.1016/S0028-3932(03)00091-5. ISSN 00283932. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0028393203000915>

[31] DINGMAN, M. Know your brain: Prefrontal cortex. *Neuroscientifically challenged* [online]. 2014, May 17, 2014 [cit. 2019-04-02]. Dostupné z: <https://neuroscientificallychallenged.com/blog/2014/5/16/know-your-brain-prefrontal-cortex>

[32] DINGMAN, M. Parietal lobe. *Neuroscientifically challenged* [online]. 2014 [cit. 2019-04-02]. Dostupné z: <https://neuroscientificallychallenged.com/glossary/parietal-lobe>

[33] BALDO, JULIANA V., SOPHIE SCHWARTZ, DAVID WILKINS a NINA F. DRONKERS. Role of frontal versus temporal cortex in verbal fluency as revealed by voxel-based lesion symptom mapping. *Journal of the International Neuropsychological Society* [online]. 2006, 12(06) [cit. 2019-04-11]. DOI: 10.1017/S1355617706061078. ISSN 1355-6177. Dostupné z: http://www.journals.cambridge.org/abstract_S1355617706061078

[34] SEKANINA, Jakub. Návrh a vývoj systému na analýzu kognitivních schopností. Ostrava, 2019. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce Prof. Ing. Lačezar Ličev, CSc., prof.h.c.

[35] TAYLOR, Paul Christopher John a Gregor THUT. Brain activity underlying visual perception and attention as inferred from TMS–EEG: A review. *Brain Stimulation* [online]. 2012, 5(2), 124-129 [cit. 2019-04-25]. DOI: 10.1016/j.brs.2012.03.003. ISSN 1935861X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1935861X12000265>

[36] LIANG, Ling-Yin, Patricia A. SHEWOKIS a Nancy GETCHELL. Brain Activation in the Prefrontal Cortex during Motor and Cognitive Tasks in Adults. *Journal of Behavioral and Brain*

Science [online]. 2016, 06(12), 463-474 [cit. 2019-04-17]. DOI: 10.4236/jbbs.2016.612042. ISSN 2160-5866. Dostupné z: <http://www.scirp.org/journal/doi.aspx?DOI=10.4236/jbbs.2016.612042>

[37] MUELLER, Horst H. QEEG Brain Mapping: What is Neurometric Analysis?. Edmonton Neurotherapy [online]. Edmonton [cit. 2019-04-25]. Dostupné z:

http://www.edmontonneurotherapy.com/edmonton_neurotherapy_qeeg_brain_mapping.html

Seznam příloh

Příloha 1: Obsah CD	I
Příloha 2: Test paměti v SW aplikaci	II
Příloha 3: Reyova-Osterriethova komplexní figura	III
Příloha 4: Test strategie v SW aplikaci.....	IV

Příloha 1: Obsah CD

Tato příloha je dostupná na CD přiloženém k práci a v IS EDISON.

Obsah:

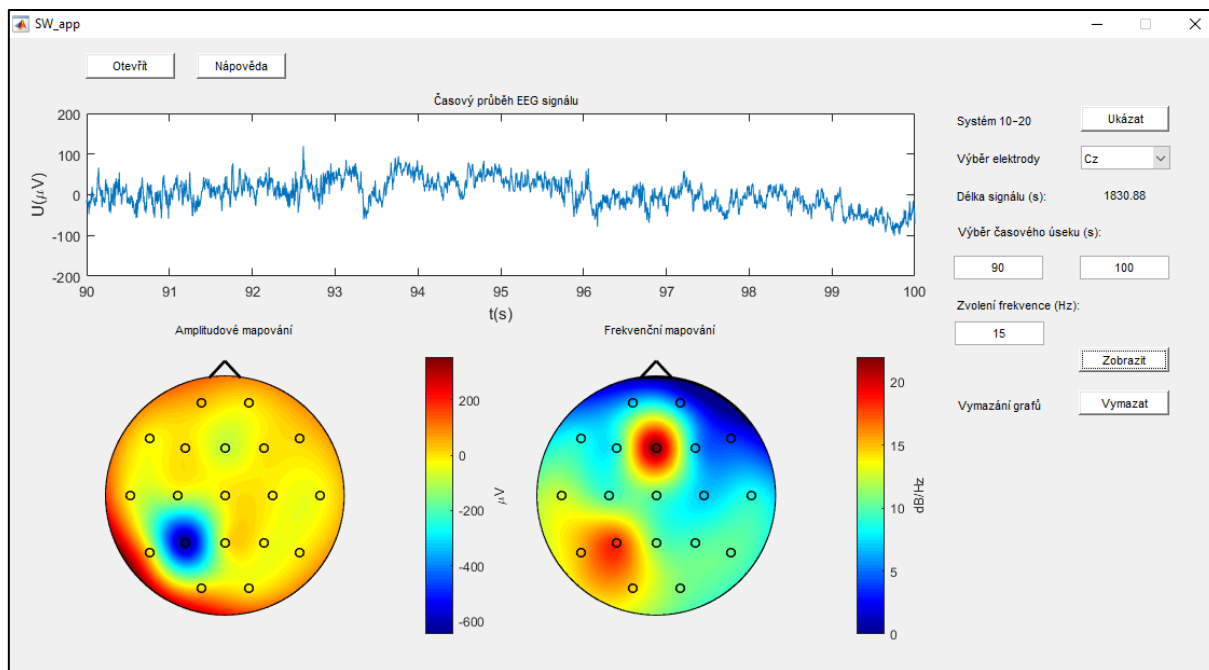
1. Programový kód v Matlabu
2. Grafické uživatelské rozhraní aplikace
3. Obrázek systému 10–20
4. Naměřená data

Tabulka 1: Popis přiložených souborů

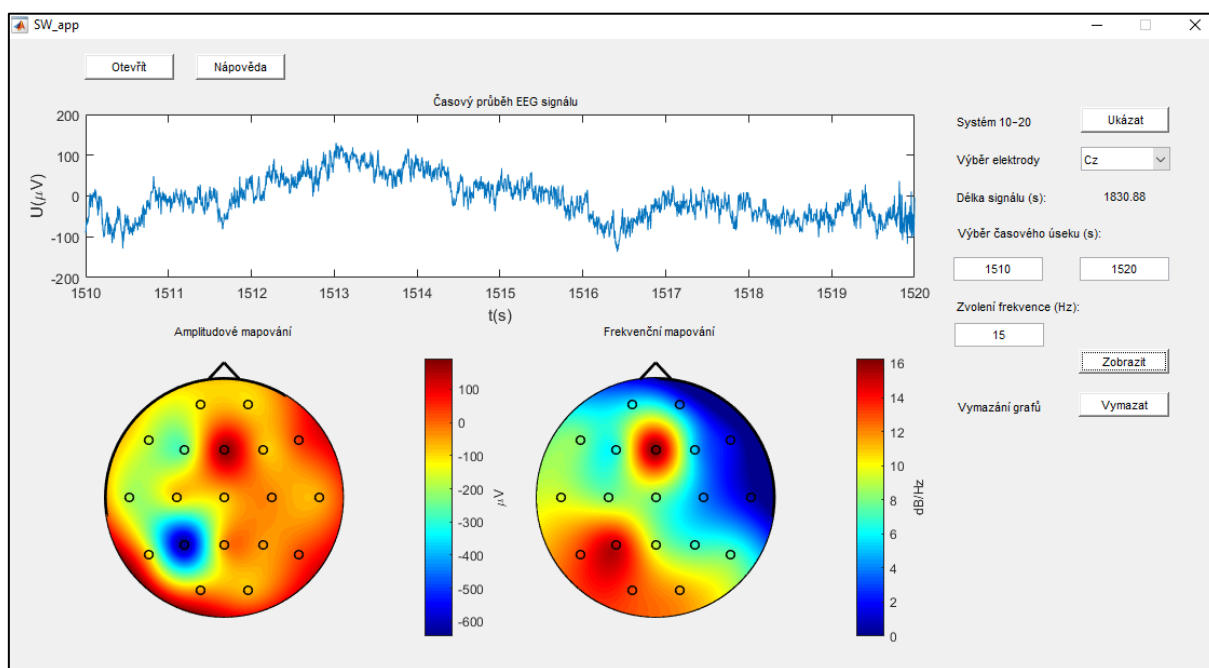
Název souboru	Typ souboru	Datová přípona
SW_app	Matlab file	.m
SW_app	Matlab file	.fig
System10-20	Obrázek	.png
mereni1londyn1	Matlab file	.mat
mereni_eddie1	Matlab file	.mat

Soubor mereni1londyn1 obsahuje data naměřená při testu Londýnské věže, popis testu a vykreslení dat je uvedeno v podkapitole Test Londýnské věže. Soubor mereni_eddie1 obsahuje data z testování popsaného v podkapitolách Test verbální fluence, Testování s využitím jiné SW aplikace a pro data vykreslená v Přílohách.

Příloha 2: Test paměti v SW aplikaci

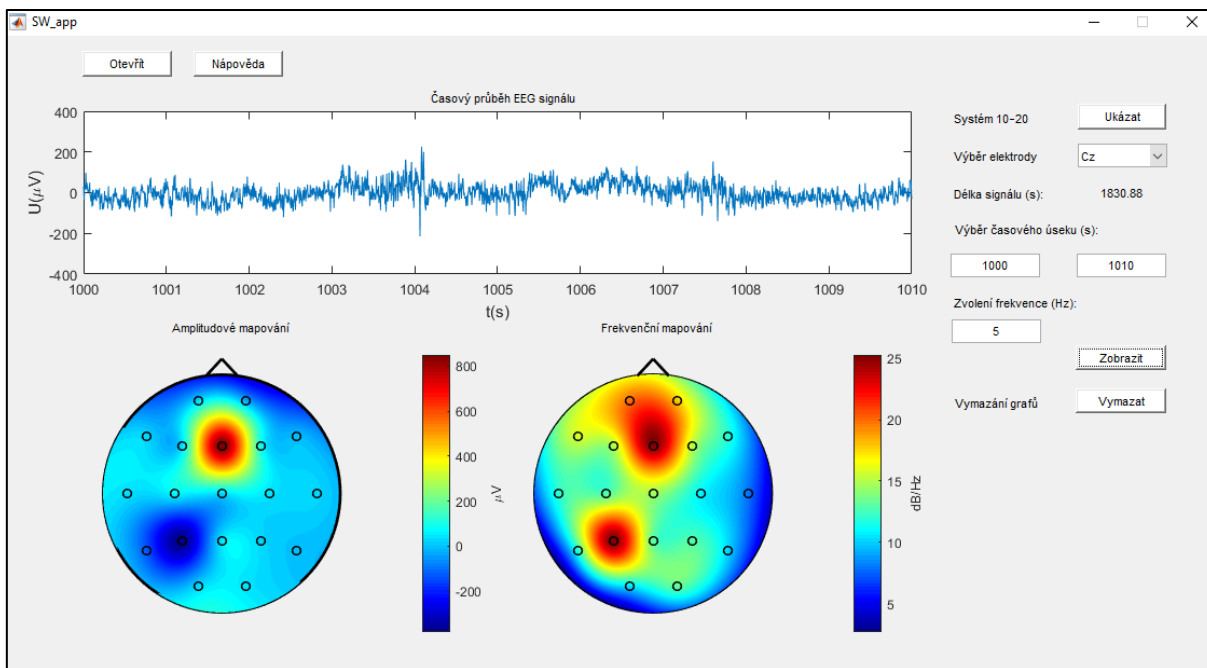


Obrázek 1: Paměťový test 1. část – vštípení, část A; aktivní oblasti: dorzolaterální prefrontální kortex (Fz), levá parietální oblast (P3), levá okcipitální oblast (O3), levá temporální oblast (T5); aktivita odpovídá vykonávanému testu

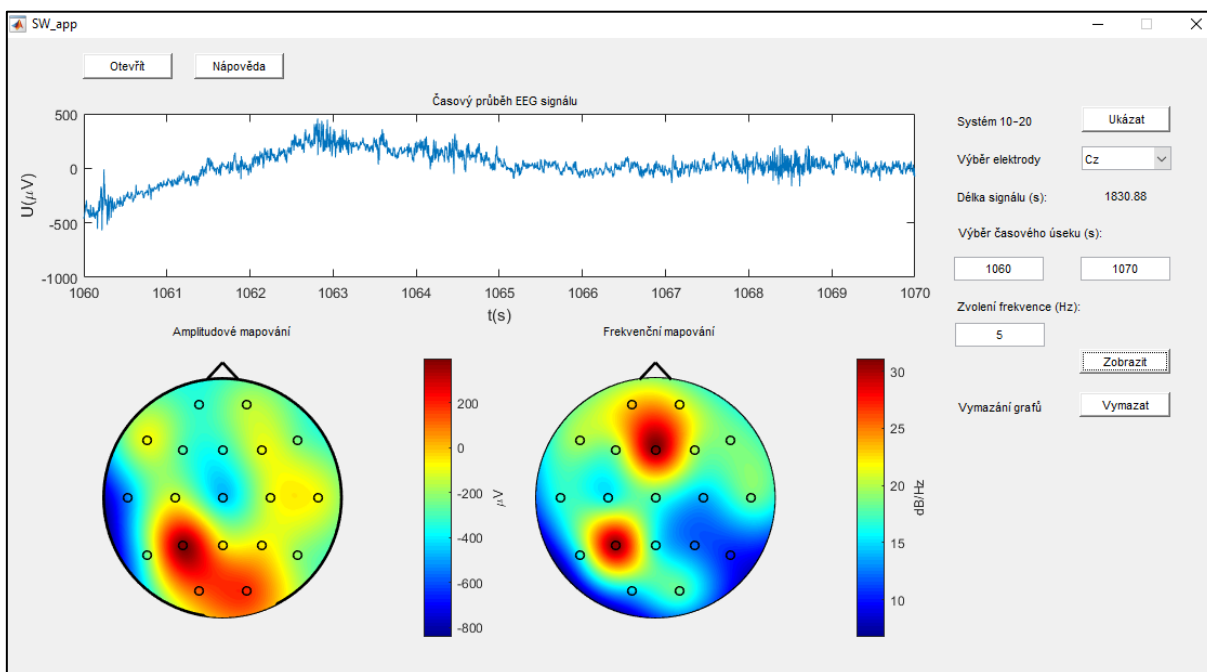


Obrázek 2: Paměťový test 1. část – vštípení, část B; aktivní oblasti: dorzolaterální prefrontální kortex (Fz), levá parietální oblast (P3), levá i pravá okcipitální oblast (O3, O4), levá temporální oblast (T5); aktivita odpovídá vykonávanému testu

Příloha 3: Reyova-Osterriethova komplexní figura

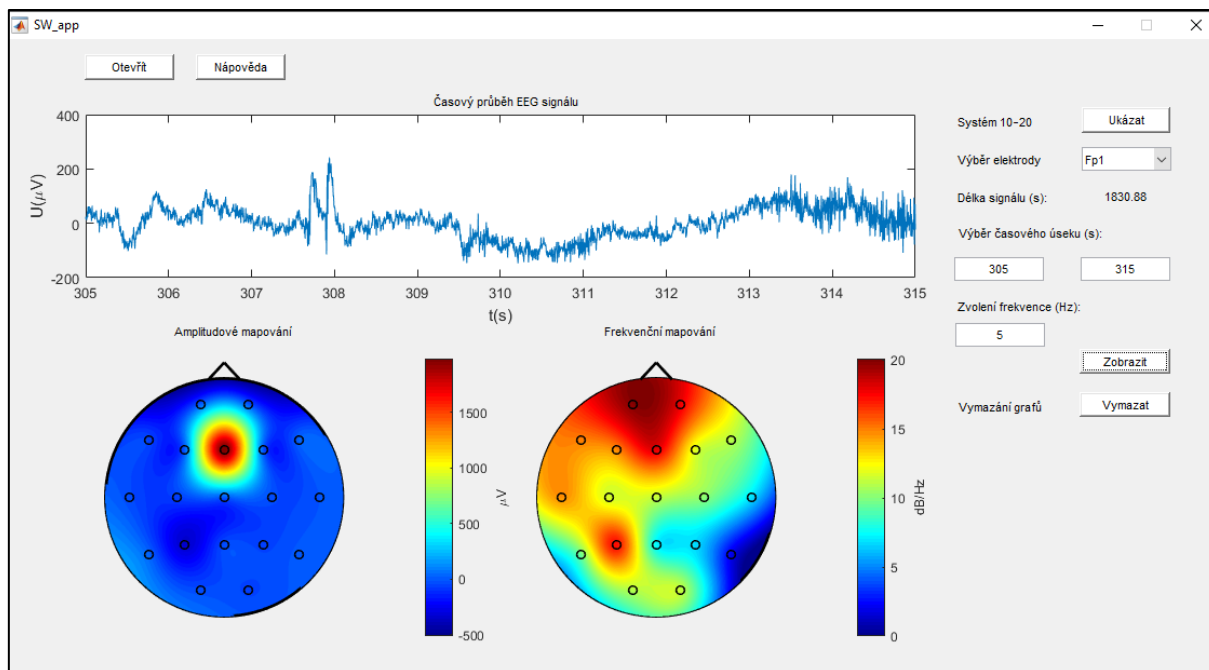


Obrázek 3: Reyova-Osterriethova komplexní figura – konstrukce; aktivní oblasti: levý a pravý prefrontální kortex (Fp1, Fp2), dorzolaterální prefrontální kortex (Fz), levý parietální kortex (P3); aktivita odpovídá vykonávanému testu

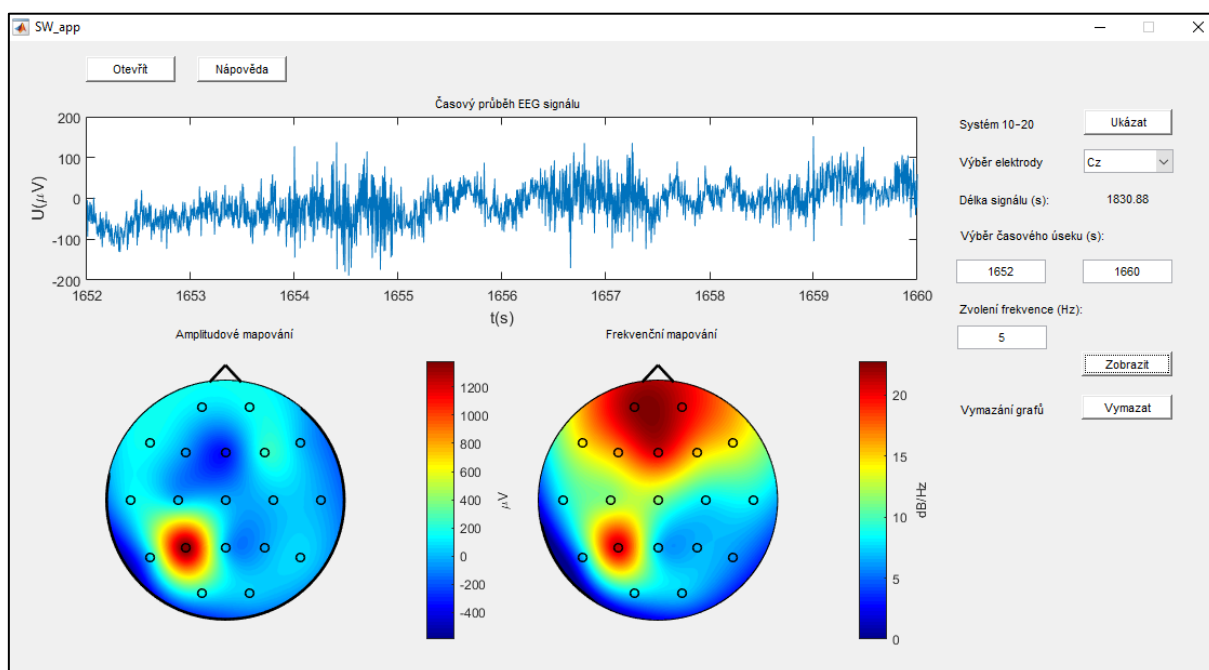


Obrázek 4: Reyova-Osterriethova komplexní figura – vybavení z krátkodobé paměti; aktivní oblasti: levý a pravý prefrontální kortex (Fp1, Fp2), dorzolaterální prefrontální kortex (Fz), levý parietální kortex (P3), levá i pravá okcipitální oblast (O1, O2); aktivita odpovídá vykonávanému testu

Příloha 4: Test strategie v SW aplikaci



Obrázek 5: Test strategie – piškvorky, test A; aktivní oblasti: levá i pravá prefrontální oblast (Fp1, Fp2), dorzolaterální prefrontální oblast (Fz), levá temporální oblast (T3), levá parietální oblast (P3); aktivita odpovídá vykonávanému testu



Obrázek 6: Test strategie – piškvorky, test B; aktivní oblasti: levá i pravá prefrontální oblast (Fp1, Fp2), dorzolaterální prefrontální oblast (Fz), levá parietální oblast (P3); aktivita odpovídá vykonávanému testu